



[JP,2571132,B]

CLAIMS DETAILED DESCRIPTION TECHNICAL FIELD PRIOR ART EFFECT OF THE INVENTION
TECHNICAL PROBLEM MEANS OPERATION DESCRIPTION OF DRAWINGS DRAWINGS

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

(Field of the Invention)

This invention relates to the abnormality shading detection equipment which detects abnormality shading of a radiation image based on the image data showing the radiation image of a photographic subject.

(Prior art)

After reading the recorded radiation image, obtaining image data and performing the suitable image processing for this image data, carrying out playback record of the image is performed in various fields. For example, after reading an X-ray picture in the film with which the X-ray picture was recorded using the X-ray film with the low gamma value designed so that a next image processing might be suited, and this X-ray picture was recorded, changing into an electrical signal (image data) and performing an image processing to this image data, obtaining the good playback image of image quality engine performance, such as contrast, sharpness, and graininess, is performed by reproducing as a visible image in a copy photograph etc. (refer to JP,61-5193,B).

Moreover, if radiations (an X-ray, alpha rays, beta rays, a gamma ray, an electron ray, ultraviolet rays, etc.) are emitted, a part of this energy of radiation will be accumulated by these people. The accumulative fluorescent substance (photostimulable phosphor) in which accelerated-phosphorescence luminescence is shown according to the energy accumulated when excitation light, such as the light, was irradiated after that is used. The radiation image information of the photographic subject of the body etc. is once recorded on an accumulative sheet-like fluorescent substance. Scan this accumulative fluorescent substance sheet with excitation light, such as laser light, and accelerated-phosphorescence luminescence light is made to produce. The obtained accelerated-phosphorescence luminescence light is read in photoelectricity, image data is obtained, and it is based on this image data. The radiation image of a photographic subject Record ingredients, such as photosensitive material, The radiation image recording regeneration system made to output to CRT etc. as a visible image is already proposed (JP,55-12429,A, 56-11395, 55-163472, 56-104645, 55-116340, etc.).

This system has the practical advantage that an image can be recorded over very large radiation exposure as compared with the radiograph system which uses the conventional film photo. Namely, it is admitted that the quantity of light of the luminescence light which carries out accelerated-phosphorescence luminescence by excitation after are recording to radiation light exposure is proportional over the very large range in an accumulative fluorescent substance. Therefore, even if it changes radiation light exposure quite sharply according to various photography conditions Set reading gain as a suitable value, read it with a photoelectrical modification means, and the quantity of light of the accelerated-phosphorescence luminescence

light emitted from an accumulative fluorescent substance sheet is changed into an electrical signal. The radiation image which is not influenced by fluctuation of radiation light exposure can be obtained by making a radiation image output to displays, such as record ingredients, such as photosensitive material, and CRT, as a visible image using this electrical signal.

obtaining the playback image equipped with the good image quality engine performance which was only suitable for observation (diagnosis) in recent years in the system using the above-mentioned X-ray film, an accumulative fluorescent substance sheet, etc., especially the system constituted as an object for a medical diagnosis of the body -- in addition, automatic recognition of an image has been performed (for example, refer to JP,62-125481,A).

The automatic recognition of an image means actuation of extracting shading corresponding to a neoplasm, for example etc., by performing various processings to image data here from the very complicated image with which actuation of extracting the pattern made into the purpose from a complicated radiation image was said to, for example, the pattern of various lines like the thorax X-ray picture of the body and a circle configuration mingled.

A can be made to assist with observation of an observer by extracting the target pattern (for example, neoplasm shadow) in such a complicated radiation image (building thorax X-ray picture of the **** body), and indicating the visible image which specified the extracted pattern by playback (for example, assistance of a diagnosis of a doctor).

The thorax X-ray picture of the body which hit performing the above-mentioned image recognition, for example, was obtained by the usual photography, Namely, it replaces with carrying out automatic recognition of the neoplasm shadow based on the usual thorax X-ray picture with which the so-called both sides of the so-called soft tissues, such as an organization of those other than the rib of a core, the diaphragm section, and the pulmonary area section, and bony septums, such as a rib, were recorded. In order to avoid the incorrect recognition under the effect of a bony septum, were obtained by energy subtraction processing. It is based on the image with which only soft tissue was recorded. The automatic recognition of a neoplasm shadow To carry out is also tried (for example, refer to "thorax X-ray image pattern recognition using energy subtraction image" Katsumi Mizutani, the Hasegawa purity, **** Junichiro, and Hiroaki Nishitani sum electrical-and-electric-equipment relation society Tokai branch union convention [in the 62 fiscal year] 564 pages).

Two or more radiation images twisted in each radiation which has the energy with which the specific part of a photographic subject differs from energy subtraction processing mutually to the same photographic subject here using having a different rate of the absorption of radiation to the radiation which has mutually different energy obtain, and the processing which extracts the particular part of a photographic subject says by carrying out weighting of the radiation image of these plurality suitably, and calculating the difference. These people have also proposed many things about the energy subtraction using an accumulative fluorescent substance sheet (for example, refer to JP,59-83486,A and a 60-225541 official report).

(Object of the Invention)

It replaces with the radiation image (henceforth a "subject-copy image") with which the both sides of the soft parts of a photographic subject and a bony septum were recorded. The radiation image of a photographic subject with which soft parts were mainly recorded (It is hereafter called a "soft-parts image".) Although the incorrect recognition under the effect of a bony septum will decrease if it is based, for example, automatic recognition of abnormality shadings, such as a neoplasm, is performed On the other hand, since a soft-parts image is an image for which it asked by processing two or more radiation images, it is inferior in image quality compared with a subject-copy image, and it has the trouble that incorrect recognition of abnormality shading increases by the soft parts itself for this reason.

This invention aims at offering the abnormality shading detection equipment which raised the

precision of the automatic recognition of abnormality shading further in view of the above-mentioned trouble.

(The means for solving a technical problem)

Fig. 1 is a block diagram which specified the configuration of the abnormality shading detection equipment of this invention.

Two or more image data S01 obtained by irradiating at least two kinds of radiations with which energy differs mutually at the photographic subject which consists of soft parts and a bony septum, --, S0n are inputted into the image operation means 1 from a radiation image reader or radiation image data storage. The image data [means / 1 / image operation] S01 of these plurality, --, the soft-parts image data S1 that expresses the soft-parts image in said photographic subject with which soft parts were mainly recorded based on S0n, The subject-copy image data S3 showing the subject-copy image with which the both sides of the bony septum image data S2 showing the bony septum image in said photographic subject with which the bony septum was mainly recorded, and the soft parts in said photographic subject and a bony septum were recorded are called for.

These image data S1, S2, and S3 is inputted into the abnormality shading candidate extract means 2. Moreover, the image data which can extract the positional information of the bony septum of a bony septum image data S2 grade radiation image, for example is inputted into the bony septum extract means 3.

The abnormality shading candidate extract means 2 scans each of a soft-parts image, a bony septum image, and a subject-copy image using an abnormality shading extract filter based on each of each inputted image data S1, S2, and S3, and the extract (when the existence of abnormality shading and abnormality shading exist, it is the extract of the positional information) of abnormality shading which appeared in each image is performed. Here, an "abnormality shading extract filter" is not restricted to a specific filter, and can use the combination of each filters explained in the example mentioned later, and these filters, or well-known various filters. Moreover, standard shading does not regard as "abnormality shading", for example, although shadings, such as a neoplasm in a thorax X-ray picture, *****, hyperplasy of a pleura, and pneumothorax, are said, this candidate extract means 1 does not need to extract all these abnormality shadings, and may extract only a neoplasm shadow as abnormality shading. In addition, suppose that it is extracted by this abnormality shading candidate means 2, and abnormality shading is called an abnormality shading candidate in a judgment means 4 to mention later, by this example in order that abnormality shading extracted as mentioned above may judge whether it is true abnormality shading or it is incorrect-recognized as it being abnormality shading.

Moreover, the image data which can search for the positional information of the bony septum of a bony septum image data S2 grade radiation image as mentioned above is inputted into the bony septum extract means 3. With the bony septum extract means 3, the positional information B of a bony septum in which location of a bony septum image the bony septum exists is searched for based on the inputted image data. Although how to search for the positional information B of the bony septum in this bony septum extract means 3 is not restricted to a specific algorithm, since usual [of a bony septum image / most] is the images with which only the bony septum was recorded, it may search for the positional information B of a bony septum by performing simple threshold processing etc. using the bony septum image data S2.

The positional information J1, J2, and J3 of the abnormality shading candidate on the soft-parts image extracted with the abnormality shading candidate extract means 2, a bony septum image, and a subject-copy image and the positional information B of the bony septum called for with the bony septum extract means 3 are inputted into the judgment means 4. With the judgment means 4, the judgment of whether the abnormality shading candidate called for with the abnormality

shading candidate extract means 2 is abnormality shading is performed based on such positional information J1 and J2 and J3;B. More specifically, the judgment of whether to be abnormality shading is performed based on whether it exists on the bony septum which the soft-parts image, the bony septum image, and the subject-copy image are extracted either, or was extracted with the bony septum extract means, or the intersection of this bone about each of the abnormality shading candidate of each location extracted from the soft-parts image, the bony septum image, and the subject-copy image with the abnormality shading candidate extract means. The concrete algorithm of this judgment is not limited to a specific thing, and each image quality of the property of a photographic subject, a soft-parts image, a bony septum image, and a subject-copy image, the other descriptions, and the probability that is abnormality shading can set the abnormality shading candidate more than how much to arbitration according to the design concept whether to consider as abnormality shading etc.

(Operation)

The abnormality shading detection equipment of this invention extracts an abnormality shading candidate from each image of a soft-parts image, a bony septum image, and a subject-copy image. Since the positional information of a bony septum is furthermore searched for from a bony septum image, these are synthesized and it judged whether the above-mentioned abnormality shading candidate was abnormality shading, more specifically About each of the abnormality shading candidate of each location extracted from the soft-parts image, the bony septum image, and the subject-copy image with the abnormality shading candidate extract means Since it judged whether it was abnormality shading based on whether it exists on the bony septum which the soft-parts image, the bony septum image, and the subject-copy image are extracted either, or was extracted with the bony septum extract means, or the intersection of this bone, Automatic recognition still highly precise than any of the automatic recognition of abnormality shading based on a subject-copy image and the automatic recognition of abnormality shading based on a soft-parts image like before can be performed.

(Example of fruit **)

Hereafter, the example of this invention is explained with reference to a drawing. In addition, the example which detects shading of the neoplasm typically produced as an abbreviation globular form in the lungs of the body as abnormality shading is explained using the accumulative fluorescent substance sheet mentioned above here. This neoplasm appears as a pattern of a whitish (concentration is low) approximate circle form compared with a perimeter on the visible image reproduced based on image data.

Fig. 2 is a schematic diagram of an example of X-rays equipment.

When X-ray 12 is irradiated towards thorax 13a of the body 13 from the X line source 11 of this X-rays equipment 10 and X-ray 12a which penetrated the body 13 is irradiated by the first accumulative fluorescent substance sheet 5, are recording record of the first X-ray picture of thorax 13a of the body is carried out at the first accumulative fluorescent substance sheet 5. Next, while replacing with the first accumulative fluorescent substance sheet 5 and setting the second new accumulative fluorescent substance sheet 6 in a short time, the tube voltage of the X line source 11 is changed, and roentgenography is performed again. Thereby, are recording record of the second X-ray picture of the same photographic subject 13 by X-ray 12 with which energy differs from the first X-ray picture by which photography record was carried out on the first accumulative fluorescent substance sheet 5 is carried out at the second accumulative fluorescent substance sheet 6. In addition, in two above-mentioned photography, photography record also of ** now a cage, and these marks 14 and 15 is carried out for marks 14 and 15 together at a photographic subject 13. These marks 14 and 15 (since it is easy in addition here, the image of the marks 14 and 15 by which photography record was carried out is also called marks 14 and 15 on an X-ray picture.) are used for sheets 5 and 6 in the case of the alignment of

the first by which are recording record was carried out, and the second X-ray picture. Fig. 3 is a front cotton perspective view about the computer system which are an example of an X-ray picture reader, and one example of the abnormality shading detection equipment of this invention. After photography is performed by X-rays equipment 10 shown in Fig. 2, the first and second one accumulative fluorescent substance sheets 5 and 6 are set at a time to the predetermined location of this X-ray picture reader. In addition, the case of the read of the first X-ray picture by which are recording record was carried out is explained to the first accumulative fluorescent substance sheet 5 here.

The first accumulative fluorescent substance sheet 5 which was set to this predetermined location and with which are recording record of the first X-ray picture was carried out is conveyed in the direction of arrow-head Y by the sheet conveyance means 22, such as an endless belt driven by the motor 21, (vertical scanning). the mirror 28 after a reflective deviation being carried out by the rotating polygon 26 which drives the light beam 24 emitted from the laser light source 23 by the motor 25, and carries out high-speed rotation in the direction of an arrow head and, passing the focusing lenses 27, such as ftheta lens, by it on the other hand -- an optical path -- changing -- said sheet 5 -- incidence -- carrying out -- the direction of vertical scanning (the direction of arrow-head Y), and abbreviation -- horizontal scanning is carried out in the perpendicular direction of arrow-head X. From the part where the light beam 24 of a sheet 5 was irradiated, the accelerated-phosphorescence luminescence light 29 of the quantity of light according to the X-ray picture information by which are recording record is carried out is emitted, and this accelerated-phosphorescence luminescence light 29 is drawn with lightguide 30, and is detected by the photomultiplier (photomultiplier tube) 31 in photoelectricity. The above-mentioned lightguide 30 forms light guide nature ingredients, such as an acrylic board, and is made, it is allotted so that incidence end-face 30a which makes the shape of a straight line may be prolonged along with a horizontal-scanning line, and the light-receiving side of a photomultiplier 31 is combined with injection end-face 30b in which the shape of a circular ring was formed. The accelerated-phosphorescence luminescence light 29 which carried out incidence into lightguide 30 from incidence end-face 30a repeats and progresses, the interior of this lightguide 30 is injected from injection end-face 30b, a photomultiplier 31 receives total reflection in it, and the accelerated-phosphorescence luminescence light 29 showing an X-ray picture is changed into an electrical signal by the photomultiplier 31.

the analog output signal SA outputted from the photomultiplier 31 -- a logarithmic amplifier 32 -- a logarithm -- it is amplified-like, and is digitized with A/D converter 33, and the image data S0 as an electrical signal is obtained.

Thus, the obtained image data S0 is inputted into a computer system 40. This image data S0 expresses the first X-ray picture by which are recording record was carried out to the first accumulative fluorescent substance sheet 5, and calls [therefore] this the first image data S01 to it here.

This computer system 40 constitutes an example of the abnormality shading detection equipment of this invention, and consists of CRT displays 44 for displaying the keyboard 43 for the body section 41 in which CPU and the internal memory were built, the drive section 42 which the floppy disk as auxiliary memory is inserted and is driven, and an operator inputting directions required for this computer system 40 etc., and required information.

Next, like the above, the second picture signal S02 showing the second X-ray picture by which are recording record was carried out is acquired by the second accumulative fluorescent substance sheet 6, and this second picture signal S02 is also inputted into it at a computer system 40.

Based on the first and the second image data S01 and S02 which were inputted into the computer system 40, detection of abnormality shading on an X-ray picture is performed. In a computer

system 40, the operation corresponding to each blocks 1-4 shown in Fig. 1 is performed on the function. Hereafter, the blocks 1-4 shown in Fig. 1 are considered to be the blocks showing the function of a computer system 40.

The image data S01 and S02 as a digital electrical signal which expresses an X-ray picture as shown in Fig. 3 is inputted into the image operation means 1 shown in Fig. 1 within a electronic computing system 40.

Image operation means The above-mentioned first and the second image data S01 and S02 The X-ray which expresses the first and the second X-ray picture by which photography record was carried out using the X-ray which has mutually different energy as mentioned above, and has these mutually different energy The permeability to the soft parts of a photographic subject (here thorax of the body) and a bony septum differs mutually. Therefore, the bony septum image with which only the bony septum of the soft-parts image with which only the soft parts of the above-mentioned photographic subject were recorded, and the above-mentioned photographic subject was recorded can be obtained by performing subtraction processing of these firsts and the second X-ray picture.

With the image operation means 1 within a computer system 40, the first and the second image data S01 and S02 which were inputted are based, and as it is the following first, alignment processing is performed. In addition, the alignment processing explained here is the approach indicated by JP,58-163388,A.

Each coordinate of the marks 14 and 15 (this is made into mark 14' and 15'.) given to the first X-ray picture which the first image data S01 supports (XA1, YA1), The marks 14 and 15 (this is made into mark 14" and 15".) given to the second X-ray picture which sets to (XA2, YA2) and the second image data S02 supports Each coordinate is set to (XB1, YB1), and (XB2, YB2).

If the gap angle (XA1, YA1) (the segment to connect, the segment which connects (XB1, YB1) (XB2, YB2), and angle to make) of relative rotation gap of these two X-ray pictures is set to theta

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{Y_{B2} - Y_{B1}}{X_{B2} - X_{B1}} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{Y_{A2} - Y_{A1}}{X_{A2} - X_{A1}} \right) \quad \dots (1)$$

at this time (XA2, YA2),

It is expressed and the first line drawing image is set in the rotation location of two X-ray pictures by rotating only an include angle theta.

Furthermore, the location gaps delta X1 and delta Y1 of x mark 14';14" directions and the direction of y given to two X-ray pictures are deltaX1=XB1-{alpha, respectively. -(XA1-CX)- They are cos theta-alpha (YA1-CY) and sin theta+ CX}.

-- (2)

deltaY1=YB1-{alpha-XA 1-CX, sin theta+ alpha (YA1-CY), and cos theta+ CY}

-- (3)

The location gaps delta X2 and delta Y2 of another x mark 15';15" direction and the direction of y which were expressed and were given to two X-ray pictures are deltaX2=XB2-{alpha like the above. -(XA2-CX)- They are cos theta-alpha (YA2-CY) and sin theta+ CX}.

-- (4)

deltaY2=YB2-{alpha -(XA2-CX)- sin theta+ alpha (YA2-CY) and cos theta+ CY}

-- (5)

It is expressed. in addition, (2) - (5) type -- setting -- CX and CY -- each of the center of rotation -- they are X coordinate and Y coordinate.

Although it becomes an equal value mutually ideally, since it changes somewhat with errors accompanying the sampling of two picture signals S01 and S02 etc., as amounts delta X and delta Y of justification of the direction of X, and the direction of Y, deltaX1, and delta X2, delta Y1 and

$\Delta Y2$ are $\Delta X = (\Delta X1 + \Delta X2)/2$ here. -- (6)

$\Delta Y = (\Delta Y1 + \Delta Y2)/2$ -- (7)

Justification to *****, the direction of X of the first X-ray picture, and the direction of Y is performed.

After alignment of the first and the second X-ray picture is performed as mentioned above, in the image operation means 1, it is based on the first after alignment and second image data $S01'$, and $S02'$, and it is $S1 = Wa - S01' - Wb - S02' + C$ for every pixel. -- (8)

However, Wa and Wb express a weighting multiplier and C expresses a part for bias.

***** (subtraction processing) is performed and the soft-parts image data $S1$ showing a soft-parts image is called for. Moreover, like this, a weighting multiplier and bias are changed and they are $S2 = Wa', S01' - Wb',$ and $S02' + C'.$ -- (9)

However, in Wa' and Wb' , weighting multiplier and C' expresses a part for bias.

By performing ***** for every pixel, the bony septum image data $S2$ is called for.

Moreover, the first X-ray picture of the above and the second X-ray picture are images with which the both sides of soft parts and a bony septum were recorded for both images although the concentration (value of image data) of soft parts and a bony septum differed mutually. Although either the first X-ray picture or the second X-ray picture may be used as a subject-copy image, in order to reduce the noise which appears in an X-ray picture by fluctuation of an X-ray etc. in this example, for every pixel Therefore, $S3 = Wa'' - S01' + Wb''$ and $S02''$ -- (9)

However, $Wa''Wb''$ weighting multiplier is expressed.

***** processing is performed and the image data $S3$ after this superposition processing is used as subject-copy image data $S3$ showing the subject-copy image with which the both sides of soft parts and a bony septum were recorded. In addition, although the image operation means 1 in this example asked for the soft-parts image, the bony septum image, and the subject-copy image based on the image data $S01$ and $S02$ showing two X-ray pictures, more of course, you may still ask [many image data $S01$ and $S02$, --,] for a soft-parts image, a bony septum image, and a subject-copy image using $S0n$ (refer to JP,59-083486,A).

the -- the [4A Fig. and] -- 4B Fig. and the 4th C Fig. are drawings which sketched an example of a soft-parts image, a bony septum image, and a subject-copy image, respectively.

The bony septum in the X-ray picture of a photographic subject is eliminated by the soft-parts image (the 4A Fig.), and only soft tissue is recorded. On the other hand, the soft parts in the X-ray picture of a photographic subject are eliminated by the bony septum image (the 4B Fig.), and only the bony septum is recorded on it. Moreover, the both sides of soft tissue and a bony septum are recorded on the subject-copy image (the 4th C Fig.).

Each image data $S1$, $S2$, and $S3$ obtained as mentioned above in the image operation means 1 within a computer system 40 is inputted into the abnormality shading candidate extract means 2 within a computer system 40. Moreover, in this example, the bony septum image data $S2$ is inputted into the bony septum extract means 3 within a computer system 40.

In addition, with the above-mentioned image operation means 1, various image processings other than the above, such as frequency emphasis processing, smoothing processing, and noise rejection processing, are also performed to the first and the second image data $S01$ and $S02$ or the soft-parts image data $S1$, the bony septum image data $S2$, and the subject-copy image data $S3$ if needed.

Abnormality shading candidate extract means With the abnormality shading candidate extract means 2 within a computer system 40, the candidate of a neoplasm shadow who appeared in each [these] image is extracted based on each inputted image data $S1$, $S2$, and $S3$ by scanning using a neoplasm shadow extract filter on each image of a soft-parts image, a bony septum image, and a subject-copy image.

Fig. 5 is drawing virtually drawn on this image focusing on the predetermined pixel $P0$ on an X-

ray picture, in order to explain the example of the real space filter which extracts a neoplasm shadow. It is judged whether the predetermined pixel P0 is a pixel within a neoplasm shadow. Although the neoplasm shadow which appears in this each image by scanning each image top using a filter as shown here is extracted, it explains focusing on the case where a subject-copy image top is scanned here. In addition, the filter explained first below is a filter indicated by JP,1-162904,A.

Fig. 6 is drawing having shown an example of the profile of the subject-copy image of the direction (x directions) where the segments L1 and L5 of Fig. 5 centering on the above-mentioned predetermined pixel P0 are prolonged. Here, let the predetermined pixel P0 be the thing of the neoplasm shadow 57 near the **** of the rib shadow 56 which exists at the core mostly. Although it appears as a profile of bilateral symmetry mostly typically, the neoplasm shadow 57 may not serve as bilateral symmetry in a subject-copy image, when the neoplasm shadow 57 is near the **** of the rib shadow 56 like this example. Also in this case, it is important that this neoplasm shadow 57 can be extracted. The broken line 58 of **** 6 Fig. is an example of a profile in case there is no neoplasm.

as shown in Fig. 5, it centered on the further predetermined pixel P0 from the predetermined pixel P0 in an X-ray picture supposing two or more (here 8) segments Li (i= 1, 2, --, 8) prolonged around this X-ray picture -- the circle Rj (2 j= 1, 3) of radii r1, r2, and r3 is assumed, respectively. The image data of the predetermined pixel P0 is set to f0, and the image data of each pixel Pij (the notation is shown in Fig. 5 about P11, P12, P13, P51, P52, and P53.) located in each intersection of each segment Li and each circle Rj is set to fij (i= 1, 2, --, 8; j= 1, 2, 3). here -- the difference of the image data f0 of the predetermined pixel P0, and the image data fij of each pixel Pij -- deltaij is calculated according to following the (11) type.

deltaij=fij-f0 -- (11)

(i= 1, 2, --, 8; j= 1, 2, 3)

next, the difference called for by (11) formulas for every segment Li -- deltaij maximum is calculated. that is, if an example is shown about segments L1 and L5, about a segment L1, it corresponds to pixels P11, P12, and P13 -- each -- difference -- the maximum of delta11=f11-f0 delta12=f12-f0 delta13=f13-f0 is calculated. In this example, as shown in Fig. 6, it is delta13<delta12<delta11<0, therefore delta 11 becomes maximum. moreover, about a segment L5, it corresponds to pixels P51, P52, and P53 -- each -- difference -- maximum delta 53 is calculated among delta51=f51-f0 delta52=f52-f0 delta53=f53-f0.

Thus, the neoplasm shadow of various sizes can be coped with the predetermined pixel P0 and by calculating the maximum of difference with two or more pixels for every segment Li.

Next, the average (respectively M15, M26, M37, M48) of two maximums is calculated for each class, using each of a segment L1, a segment L5 and a segment L2, segment L6 and a segment L3, a segment L7 and a segment L4, and a segment L8 as 1 set using as 1 set two segments mutually prolonged in an opposite direction from the predetermined pixel P0. The average M15 is

$$M_{15} = \frac{\Delta_{11} + \Delta_{53}}{2} \quad \dots (12)$$

about a segment L1, a segment L5, and a group.

It asks by carrying out.

Thus, by dealing with the predetermined pixel P0 or two segments which are mutually prolonged in an opposite direction as 1 set, as shown in Fig. 6, even if the neoplasm shadow 57 is near the rib shadow 56 and distribution of the image data is unsymmetrical, a neoplasm shadow is certainly detectable.

If the averages M15, M26, M37, and M48 are calculated as mentioned above, as it is the following, based on these averages M15, M26, M37, and M48, the characteristic value C1 used for the

judgment of whether the predetermined pixel P0 is a pixel within a neoplasm shadow will be calculated.

Fig. 7 is drawing for explaining how calculating C1 at least for this property. The averages M15, M26, M37, and M48 and the axes of ordinate which searched for the axis of abscissa as mentioned above are each evaluation values C15, C26, C37, and C48 corresponding to these averages.

When the value M1 with the averages M15, M26, M37, and M48, and an evaluation value is larger than zero and a certain value M2, according to the magnitude of the value, as for an evaluation value, the value between 0.0-1.0 turns into an evaluation value in the middle of 1.0, and M1-M2. Thus, the evaluation values C15, C26, C37, and C48 corresponding to each averages M15, M26, M37, and M48 are calculated, respectively, and it is sum $C1 = C15 + C26 + C37 + C48$ of these evaluation values C15, C26, C37, and C48. -- (13)

It considers as ***** C1. That is, this characteristic value C1 has one between the minimum value 0.0 and maximum 4.0 of values.

This characteristic value C1 is compared with predetermined threshold Th1, and it is judged by whether it is $C1 \geq Th1$ or it is $C1 < Th1$ whether the predetermined pixel P0 is a pixel within a neoplasm shadow, respectively.

In addition, the algorithm of the filter which extracts a neoplasm shadow is not limited to the above-mentioned algorithm. Below, other examples are explained (refer to Japanese Patent Application No. No. 162905 [one to]).

GURAJIEN of the image data f_{ij} of each pixel P_{ij} ($i = 1, 2, \dots, 8; j = 1, 2, 3$) of Fig. 5 and $**f_{ij}$ are calculated.

xy coordinate of the pixel P whose gradient is on an X-ray picture here (m, n) , Pixel P' which adjoins in this pixel P, x directions, and the direction of y, and a P-" coordinate, respectively $(m+1, n)$ When it is referred to as $(m, n+1)$ and those pixels P, P', and P-" image data are set to $f(m, n)$, $f(m+1, n)$, and $f(m, n+1)$, respectively, $**f(m, n) = (f(m+1, n) - f(m, n), f(m, n+1) - f(m, n))$ -- (14)

It comes out and the vector expressed is said.

Fig. 8 is drawing showing the operation approach shown in the above-mentioned gradient and the following.

After gradient $**f_{ij}$ is calculated, the die length of these vectors of gradient $**f_{ij}$ is arranged with 1.0. That is, when magnitude of gradient $**f_{ij}$ is made into $|**f_{ij}|$, standardization $GURAJUNTO \frac{**f_{ij}}{|**f_{ij}|}$ is called for.

Next, the component of the direction of Segment Li of this standardization gradient $\frac{**f_{ij}}{|**f_{ij}|}$ is called for. That is, when unit BEKUTERU which goes to the predetermined pixel P0 from each pixel P_{ij} is set to $**i$, $\frac{**f_{ij}}{|**f_{ij}|} * **i$ (however, * expresses an inner product) is called for.

Then, when the inner sense (the direction of the predetermined pixel P0) is made forward and outwardness is made negative about this component, it is each maximum ($i = 1, 2, \dots, 8$)

$\{ \frac{**f_{ij}}{|**f_{ij}|} * **i \}$ M in each segment ($i = 1, 2, \dots, 8$) Li of every.

**** **, the aggregate value which added each [these] maximum $\{ \frac{**f_{ij}}{|**f_{ij}|} * **i \}$ M further

$$\sum_{i=1}^8 \{ \nabla f_{ij} / |\nabla f_{ij}| * e_i \} M$$

$$**** \text{ ****. This aggregate value } \sum_{i=1}^8 \{ \nabla f_{ij} / |\nabla f_{ij}| * e_i \} M$$

As a characteristic value C2, this characteristic value C2 is compared with predetermined threshold Th2, and it is judged by whether it is $C2 \geq Th2$ or it is $C2 < Th2$ whether the predetermined pixel P0 is a pixel within a neoplasm shadow, respectively.

By this filter's standardizing magnitude $|**fij|$ of gradient $**fij$, and observing only in that direction (extent of the difference of a direction with Component Li), the characteristic value $C2$ which is not based on contrast with a perimeter but has a big value according to a configuration being circular is calculated, and, thereby, a neoplasm shadow is extracted with big accuracy. Next, the filter which has a further different algorithm is explained (refer to Japanese Patent Application No. No. 162909 [one to]).

$Q0$ and Qij ($i=1, 2, \dots, 8; j=1, 2, 3$) which are shown in Fig. 5 (however, in Fig. 5) explicit -- $Q0$, and $Q11, Q12, Q13, Q51, Q52$ and $Q53$ -- being shown -- **** -- each boundary region containing the central field and each pixel Pij ($i=1, 2, \dots, 8; j=1, 2, 3$) which contain a pixel $P0$, respectively is expressed.

Each of this field $Q0$ and every Qij ($i=1, 2, \dots, 8; j=1, 2, 3$) are asked for this each field $Q0$ and the averages $Q0$ and Qij ($i=1, 2, \dots, 8; j=1, 2, 3$) of each image data of a large number corresponding to a majority of each pixels in Qij . In addition, since it is easy here, the same notation is used with the notation which points out each fields $Q0$ and Qij ($i=1, 2, \dots, 8; j=1, 2, 3$), and the notation which points out the average of the image data in this each field.

next, the average $Q0$ of a central field and the average Qij of each boundary region -- respectively -- ** -- each -- difference -- δ_{aij} ($i=1, 2, \dots, 8; j=1, 2, 3$) -- $\delta_{aij}=Qij-Q0$ -- (15)

it asks by carrying out -- having -- further -- every segment Li -- difference -- maximum δ_{ai} of δ_{aij} is called for. That is, if an example is shown about segments $L1$ and $L5$, about the maximum δ_1 of δ_{11}, δ_{12} , and δ_{13} , and a segment $L5$, the maximum δ_5 of δ_{51}, δ_{52} , and δ_{53} will be calculated [segment / $L1$].

Next, the second characteristic value V showing the first characteristic value U representing maximum δ_{ai} ($i=1-8$) and dispersion of maximum δ_{ai} ($i=1-8$) is calculated. For this reason, according to the following operation expression, each characteristic values $U1-U4$, and $V1-V4$ are calculated first.

$$U1 = (\delta_{11} + \delta_{12} + \delta_{51} + \delta_{52}) / 4 \quad \text{-- (16)}$$

$$U2 = (\delta_{12} + \delta_{13} + \delta_{52} + \delta_{53}) / 4 \quad \text{-- (17)}$$

$$U3 = (\delta_{13} + \delta_{21} + \delta_{71} + \delta_{81}) / 4 \quad \text{-- (18)}$$

$$U4 = (\delta_{21} + \delta_{22} + \delta_{81} + \delta_{82}) / 4 \quad \text{-- (19)}$$

$$V1 = U1 / U3 \quad \text{-- (20)}$$

$$V2 = U2 / U4 \quad \text{-- (21)}$$

$$V3 = U3 / U1 \quad \text{-- (22)}$$

$$V4 = U4 / U2 \quad \text{-- (23)}$$

If the case where a characteristic value $U1$ is calculated for example, according to (16) types is explained here Adding about two adjoining fields (δ_{11}, δ_{12} , or δ_{51} and δ_{52}) means smoothing. Moreover, as shown in Fig. 6, even if the thing which sandwiched the pixel $P0$ and which is mutually added about the field ($\delta_{11} + \delta_{12}$ and $\delta_{51} + \delta_{52}$) of the opposite side has unsymmetrical image data like the first filter mentioned above, it means enabling it to detect a neoplasm shadow.

Moreover, when separating since circular [set to $V1 \times 1.0$ and], if the neoplasm shadow 57 which is the characteristic value calculated about the direction which intersects perpendicularly with a characteristic value $U1$ and a characteristic value $U3$ mutually, therefore is shown in Fig. 6 is circular if the case where a characteristic value $V1$ is calculated, for example according to (20) types is explained (i.e., when a pixel $P0$ is in shading on a straight line like a rib shadow), it will separate from $V1$ from 1.0.

the above -- as the first characteristic value U representing maximum δ_{ai} ($i=1-8$) of difference -- maximum $U = \max(U1, U2, U3, U4)$ of $U1-U4$ -- (24)

it ***** -- having -- the above -- as the second characteristic value V showing dispersion in

maximum delta_i (i=1-8) of difference -- maximum $V = \text{MAX}(V_1, V_2, V_3, V_4)$ of V_1-V_4 -- (25)
 It *****. Thus, when the first and the second characteristic value U and V are calculated, it is the ratio of these firsts and the second characteristic value as a characteristic value C3 for judging whether the predetermined pixel P0 is a pixel within a neoplasm shadow.

$$C_3 = \frac{U}{V} \quad \dots (26)$$

This characteristic value C3 *****ed) is compared with predetermined threshold Th3, and it is judged by whether it is $C_3 \geq \text{Th}_3$ or it is $C_3 < \text{Th}_3$ whether a pixel P0 is a pixel within a neoplasm shadow, respectively.

In addition, in each above-mentioned example of a filter, although Pixel P_{ij}, the average Q_{ij}, etc. on eight segments L1-L8 were used as shown in Fig. 5, there are not these eight segments, for example, of course, you may be 16. Moreover, although calculated [distance / from the predetermined pixel P0] about three distance, r1, r2, and r3 It does not restrict to three distance about this, either, and when the magnitude of the neoplasm shadow which should be extracted is mostly fixed, one is sufficient as distance, and in order to extract the neoplasm shadow of various magnitude with a still more sufficient precision, it may calculate by changing distance continuously from r1 to r3. Moreover, with the abnormality shading candidate extract means 2, not only each above-mentioned filter but a further different filter may be used, and a filter which is mutually different further about each of a subject-copy image, a soft-parts image, and a bony septum image may be used.

Bony septum extract means As mentioned above, in this example, the bony septum image data S2 showing the bony septum image (the refer to 4B Fig.) called for with the image operation means 1 is inputted also into the bony septum extract means 3.

With the bony septum extract means 3, the information on a location that the bone exists is searched for among a bony septum image based on the inputted bony septum image data S2. in order to explain an example of how to search for the positional information of bony shading, as for Fig. 9 -- the -- it is drawing shown with the graph of the bony septum image data S2 of some enlarged drawings of the bony septum image shown in 4B Fig.

The shading 56 of two ribs is shown in the bony septum image shown in Fig. 9 (a). the shading 56 of these two ribs -- that part -- 56a has lapped and appeared. Fig. 9 (b) is drawing showing the bony septum image data S2 of each pixel in alignment with the y-axis of Fig. 9 (a). Since it is the image which extracted only shading of the bone of a bony septum image, it can ask for whether the field of bony shading and the other field are fields where it could classify quite clearly, therefore bony shading was recorded by whether for example, bony septum image data is four or more threshold Th, and, thereby, the positional information of bony shading is searched for.

Moreover, field 56a with which the rib lapped approximates shading of for example, each rib with a secondary curve, and can ask for it as a field where these approximation curves cross.

In addition, how to search for the positional information of bony shading is not restricted to the above-mentioned threshold processing, and the approach of carrying out differential processing of the bony septum image data S2, for example, detecting the peak may be used for it. Moreover, the approach which did not surely need to use the bundle bony septum image data S2, for example, was indicated by "discernment of the rib shadow in a photofluorography chest radiograph" (corporation electronic communication link academic-circles October 26, 1972 image-engineering study group data data number IT 72-24 (1972-10)) using the subject-copy image data S3 may be adopted. The approach indicated by this reference is an approach of scanning a thorax X-ray picture using a filter sensitive to a line, extracting a line drawing image, extracting the line corresponding to a rib shadow from the direction where the location on the X-

ray picture of that diagram and a diagram extend, and extracting a rib shadow by carrying out quadratic function approximation of the rib shadow boundary line further.

Judgment means The positional information J1, J2, and J3 of the neoplasm shadow candidate on each image of the subject-copy image extracted with the abnormality shading candidate extract means 2 as mentioned above, a soft-parts image, and a bony septum image and the positional information B of the bony septum called for with the bony septum extract means are inputted into the judgment means 4 within a computer system 40.

With the judgment means 4 in this example, about each of the neoplasm shadow candidate of each location extracted from the soft-parts image, the bony septum image, and the subject-copy image with the abnormality shading candidate extract means 2 Based on whether it exists on the rib which the soft-parts image, the bony septum image, and the subject-copy image are extracted either, or was extracted with the bony septum extract means 3, or the intersection of this rib, it is judged whether it is a neoplasm shadow or it is what is depended on incorrect detection.

First, since the information of the both sides of soft parts and a bony septum is included in the subject-copy image, even if the neoplasm shadow candidate who was not extracted on the subject-copy image is extracted on a soft-parts image or a bony septum image, it judges that he is not a neoplasm shadow.

When the neoplasm shadow candidate J3 is extracted on a subject-copy image, it is judged still as follows.

i) When it is extracted as a neoplasm shadow candidate J1 on a soft-parts image, and is not extracted from the location which corresponds on a bony septum image and this neoplasm shadow candidate J1 cannot be found on the intersection (refer to the 9th Fig.) of a rib It is succeedingly and leaves as a neoplasm shadow candidate, and only when it is judged by the operation which classifies the neoplasm shadow mentioned later and a blood vessel shadow that it is a neoplasm shadow, it judges that this neoplasm shadow candidate is a neoplasm shadow.

ii) When it is extracted as a neoplasm shadow candidate J1 on a soft-parts image and the neoplasm shadow candidate J1 suits on the intersection of a rib, it is judged with it being a neoplasm shadow on a rib intersection.

iii) It is extracted as a neoplasm shadow candidate J2 on a bony septum image, and it is judged that the misgiving which is coalified fields, such as tubercular marks, is strong from the location which the neoplasm shadow candidate's J2 location is not the intersection of a rib, either, and corresponds on a soft-parts image when not extracted.

iv) The neoplasm shadow candidate's J2 location is the intersection of a rib on a bony septum image, and when not extracted in the location to which a neoplasm shadow candidate corresponds on a soft-parts image, it judges that the intersection of a rib extracts accidentally [be / he / a neoplasm shadow candidate], and judges with what is not a neoplasm shadow.

v) On a subject-copy image, in spite of having extracted the neoplasm shadow candidate J3, when the both sides of a soft-parts image and a bony septum image are not extracted as a neoplasm shadow candidate and the neoplasm shadow candidate J3 exists on a rib, it judges that a rib is extracted accidentally [be / he / a neoplasm shadow candidate], and judges with what is not a neoplasm shadow.

vi) It is the case where the both sides of a soft-parts image and a bony septum image are not extracted as a neoplasm shadow candidate in spite of having extracted the neoplasm shadow candidate J3 on the subject-copy image. And when the neoplasm shadow candidate J3 exists in fields other than a rib, it is judged as that by which the image quality of a soft-parts image was not extracted from a soft-parts image by the bad (a S/N ratio is bad) thing as a neoplasm shadow candidate compared with the subject-copy image, and judges with it being a neoplasm shadow.

An example of an operation algorithm which distinguishes the neoplasm shadow and blood vessel shadow of a case of Above i here is explained (refer to Japanese Patent Application No. No.

162906 [one to]).

the -- the [10A Fig. and] -- 10B Fig. is drawing which was extracted as a neoplasm shadow candidate and in which showing soft-parts images of the dense field, such as a neoplasm shadow of Shinsei, and a blood vessel, respectively. The field surrounded by the broken line 59 in each drawing is the field A extracted as a neoplasm shadow candidate, and each graph is the profile (what plotted the soft-parts image data S1) of the x directions of [in each field A], and the direction of y.

The neoplasm shadow (the 10A Fig.) of Shinsei has the comparatively flat profile to which x directions and the direction of y have a trough near a center, in the field (the 10B Fig.) in which the blood vessel etc. crowded, in almost all cases, it becomes the profile which has fine fluctuation in an one direction (the 10A Fig. x directions), and other directions (the direction of y) serve as a comparatively flat profile. So, the field where the blood vessel extracted as a neoplasm shadow candidate crowded is excepted from a neoplasm shadow here using the difference of this profile. That is, the image data of a pixel which expresses with n ($n=1, 2, \dots$) the pixel located in a line in m ($m=1, 2, \dots$) and the direction of y in the pixel located in a line in the x directions, and is expressed with (m, n) is set to $f(m, n)$. at this time, it is shown in a degree type -- as -- primary [of the image data in Field A] -- difference -- the average of the square of a value is computed.

$$Z_x = \sum_m \sum_n \{ f(m+1, n) - f(m, n) \}^2 / N \quad \dots (27)$$

$(m, n) \in A$

$$Z_y = \sum_m \sum_n \{ f(m, n+1) - f(m, n) \}^2 / N \quad \dots (28)$$

$(m, n) \in A$

(ただし $\sum_m \sum_n$ は領域 A 内で一次差分値の
 $(m, n) \in A$

加算を行なうことを表わし、N は領域 A 内の画素数を表わす)

Next, when the one where the one min (Z_x, Z_y) where a value is smaller and a value are bigger is set to max (Z_x, Z_y) among Above Z_x and Z_y as a characteristic value C_4 for judging whether it is made to continue as a neoplasm shadow, or it excepts from a neoplasm shadow,

$$C_4 = \frac{\min(Z_x, Z_y)}{\max(Z_x, Z_y)} \quad \dots (29)$$

It *****, this characteristic value C_4 is retained as a neoplasm shadow as compared with predetermined threshold Th_5 at the time of $C_4 \geq Th_5$, and it excepts from a neoplasm shadow at the time of $C_4 < Th_5$.

in addition, it restricts to what is computed by (29) formulas as the above-mentioned characteristic value C_4 -- not having -- for example

$$C_2 = \frac{|Z_x - Z_y|}{Z_x + Z_y} \quad \dots (30)$$

$C2 = |Zx - Zy| \quad \text{-- (31)}$

***** is also good. moreover -- the above-mentioned example -- primary [of the 2-way of x and y] -- difference -- although it asked for $f(m+1, n) - f(m, n)$ and $f(m, n+1) - f(m, n)$, you may ask for the difference of the direction of slant (direction which intersects perpendicularly with neither x directions nor the direction of y), for example.

With the judgment means 4 within the computer system 40 shown in Fig. 3, the judgment of whether the neoplasm shadow candidate extracted with the abnormality shading candidate extract means 2 as mentioned above is a neoplasm shadow is performed.

Although the above example is an example which extracts the neoplasm shadow which appears as typically circular to the thorax X-ray picture of the body obtained using the accumulative fluorescent substance This invention is not what is not restricted to the extract of a circular neoplasm shadow and is restricted to a thorax X-ray picture, either. Furthermore, it is not restricted to the system using an accumulative fluorescent substance, either, and in case abnormality shading on this radiation image is detected based on the image data showing the radiation image of a photographic subject, it has the configuration which can be used widely. (Effect of the invention)

As explained to the detail above, this invention abnormality shading detection equipment It is based on two or more image data S01 and S02 showing two or more X-ray pictures recorded using the radiation which has the same photographic subject and mutually different energy mutually, --, S0n. It asks for the image data S1, S2, and S3 showing a soft-parts image, a bony septum image, and a subject-copy image. Extract the candidate of abnormality shading who appears in each [these] image, and the positional information of a bony septum is searched for based on one of image data. About each of the abnormality shading candidate of each location extracted from the soft-parts image, the bony septum image, and the subject-copy image Since the abnormality shading candidate extracted based on whether the soft-parts image, the bony septum image, and the subject-copy image are extracted either, or it exists on a bony septum or the intersection of this bone judged whether it was abnormality shading, abnormality shading is detectable with high precision.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

(57) [Claim(s)]

[Claim 1] Abnormality shading detection equipment which detects abnormality shading on said radiation image based on the image data showing the radiation image of the photographic subject which consists of the soft parts and bony septums which are characterized by providing the following Soft-parts image data which expresses the soft-parts image in said photographic subject with which soft parts were mainly recorded based on two or more image data showing each of two or more radiation images obtained by said photographic subject irradiating at least two kinds of radiations with which energy differs mutually Bony septum image data showing the bony septum image in said photographic subject with which the bony septum was mainly recorded said copy -- by scanning each of said soft-parts image, said bony septum image, and said subject-copy image using the image operation means and abnormality shading extract filter which ask for the subject-copy image data showing the subject-copy image with which the both sides of soft parts in the living body and a bony septum were recorded An abnormality shading candidate extract means to extract the candidate of abnormality shading who appears in each of these images, A bony septum extract means to search for the positional information of the bony septum which appears in said radiation image, and said soft-parts image, About each of the abnormality shading candidate of each location extracted from said bony septum image and said subject-copy image with said abnormality shading candidate extract means A judgment means for it to be based [whether it exists on the bony septum which said soft-parts image, said bony septum image, and said subject-copy image are extracted either, or was extracted with said bony septum extract means, or the intersection of this bone, and], and to judge whether it is abnormality shading

[Translation done.]

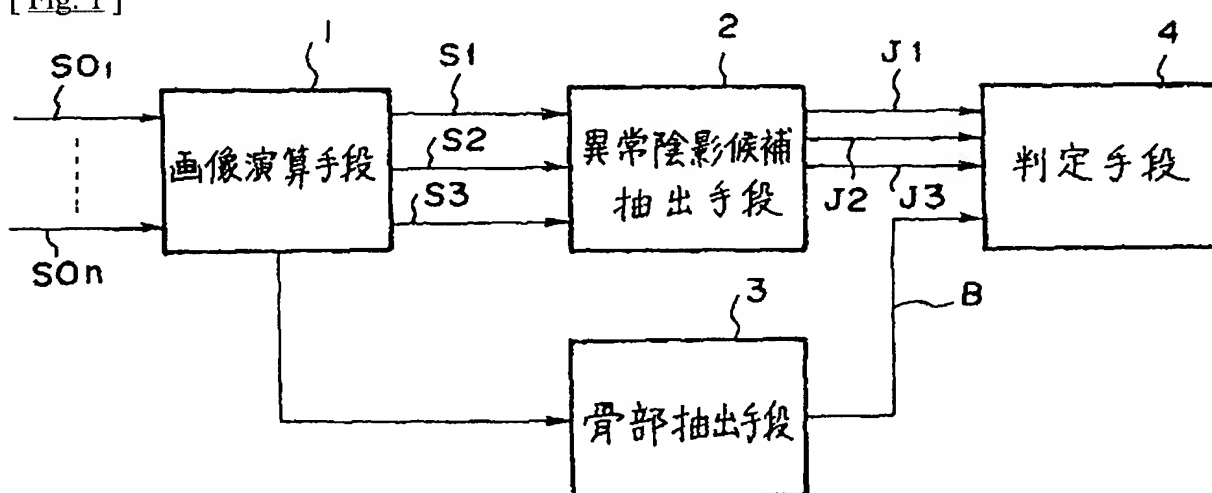
* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

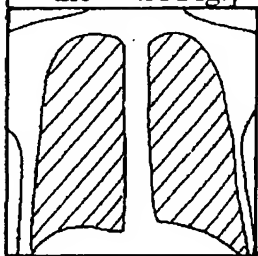
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

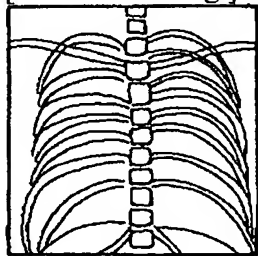
[Fig. 1]



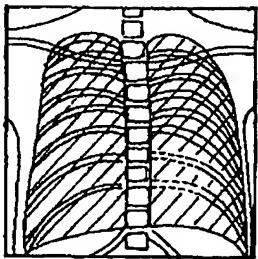
[-- the -- 4A Fig.]



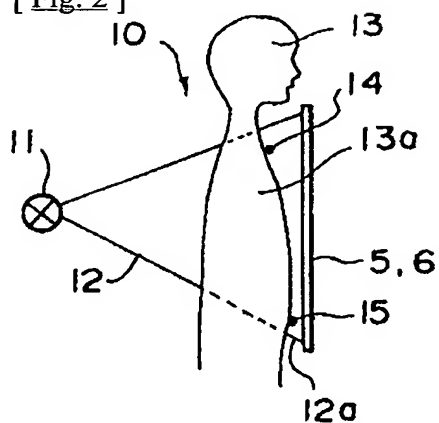
[-- the -- 4B Fig.]



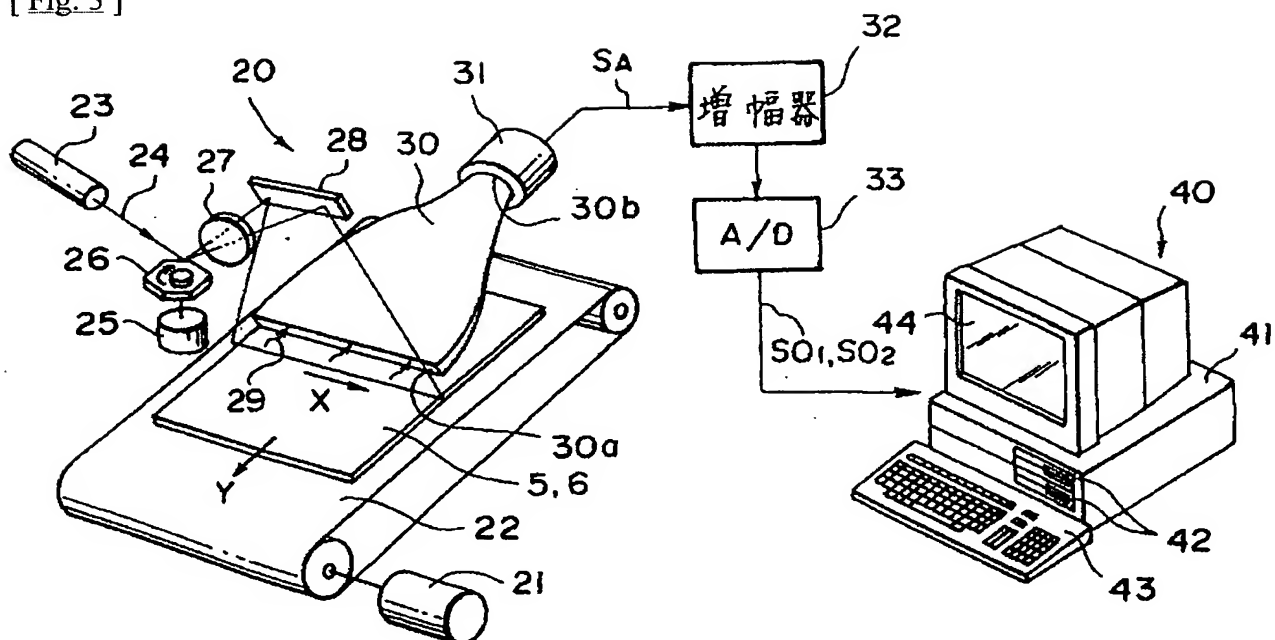
[The 4th C Fig.]



[Fig. 2]

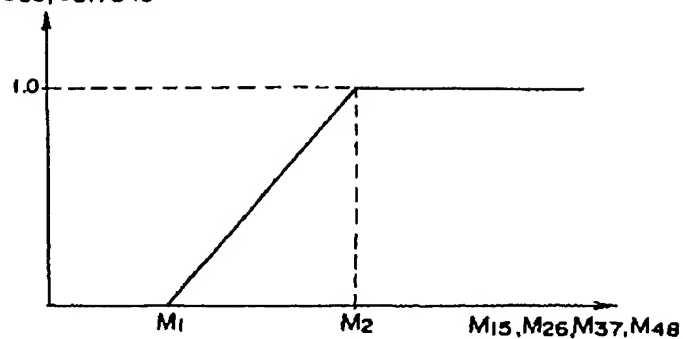


[Fig. 3]

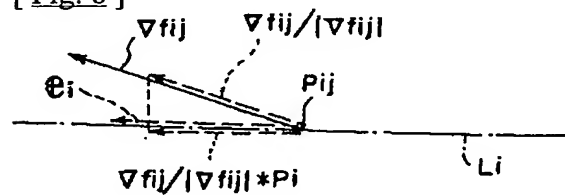


[Fig. 7]

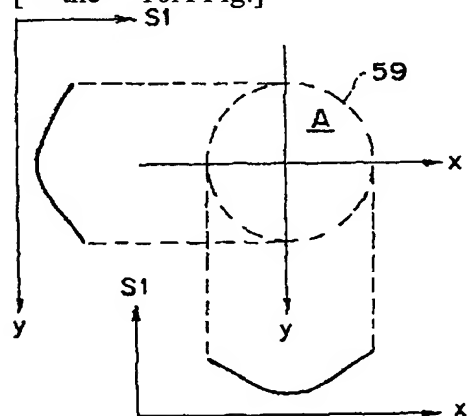
C15, C26, C37, C48



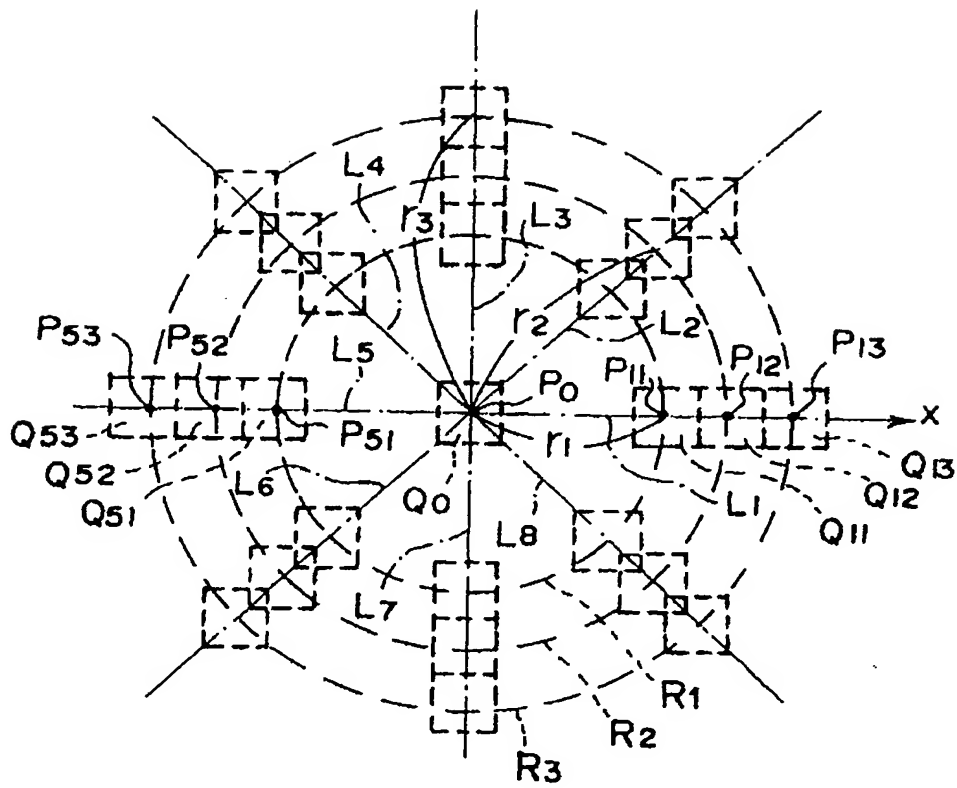
[Fig. 8]



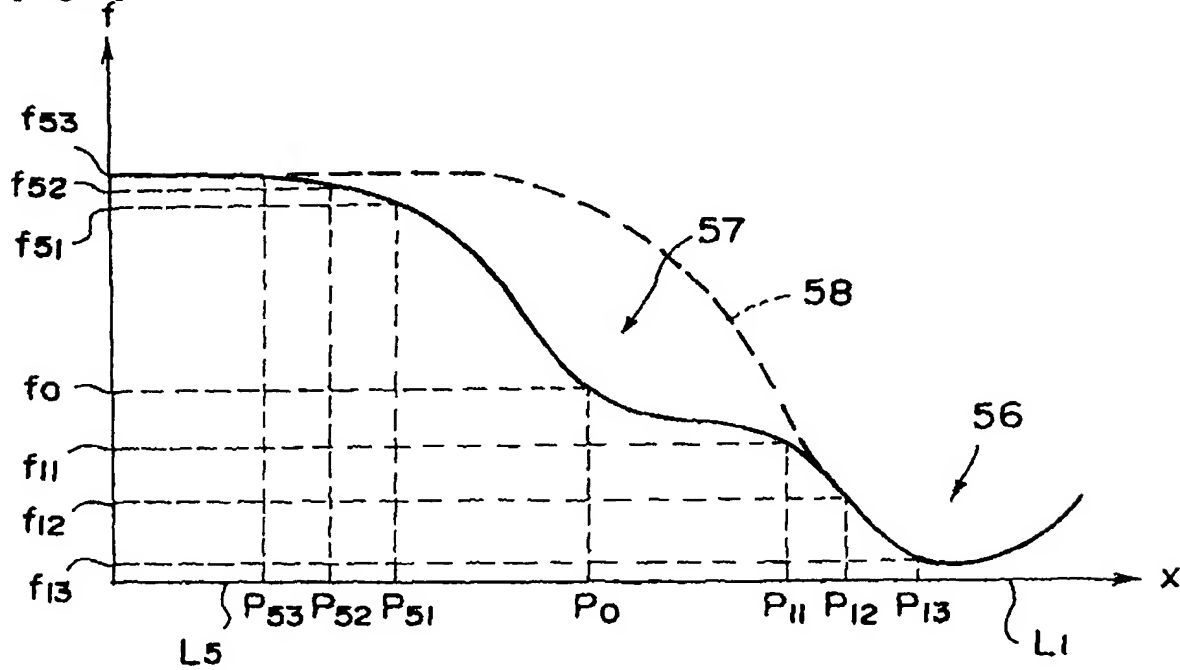
[-- the -- 10A Fig.]



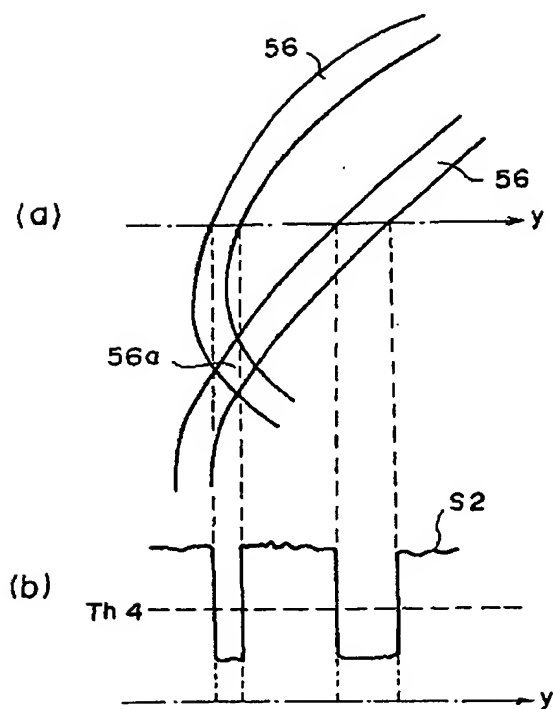
[Fig. 5]



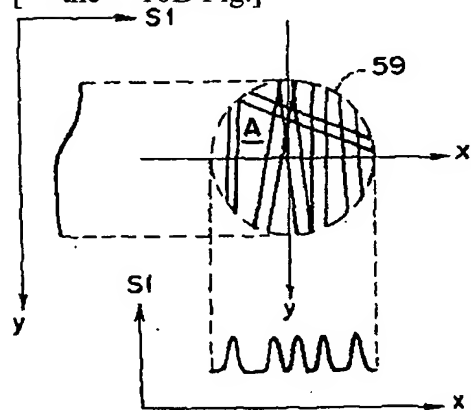
[Fig. 6]



[Fig. 9]



[-- the -- 10B Fig.]



[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

第2571132号

(45) 発行日 平成 9 年(1997) 1 月16日

(24) 登録日 平成 8 年(1996)10月24日

(51) Int.Cl. ^a	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/00	3 3 3	0277-2 J	A 6 1 B 6/00	3 3 3
		0277-2 J		3 5 0 Z

請求項の数 1 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願平1-272211	(73) 特許権者	999999999 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地
(22) 出願日	平成 1 年(1989)10月19日	(72) 発明者	原 昌司 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
(65) 公開番号	特開平3-133430	(74) 代理人	富士写真フイルム株式会社内 弁理士 柳田 征史 (外 1 名)
(43) 公開日	平成 3 年(1991) 6 月 6 日	審査官	小田倉 直人

(54) 【発明の名称】 異常陰影検出装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】軟部および骨部から構成される被写体の放射線画像を表わす画像データに基づいて、前記放射線画像上の異常陰影を検出する異常陰影検出装置において、互いにエネルギーの異なる少なくとも二種類の放射線を前記被写体の照射して得られた複数の放射線画像のそれぞれを表わす複数の画像データに基づいて、前記被写体中の主として軟部が記録された軟部画像を表わす軟部画像データと、前記被写体中の主として骨部が記録された骨部画像を表わす骨部画像データと、前記複写体中の軟部と骨部との双方が記録された原画像を表わす原画像データとを求める画像演算手段、

異常陰影抽出フィルタを用いて前記軟部画像、前記骨部画像、および前記原画像のそれぞれを走査することにより、これらの各画像中に現われる異常陰影の候補を抽出

2

する異常陰影候補抽出手段、

前記放射線画像に現われる骨部の位置情報を求める骨部抽出手段、および

前記軟部画像、前記骨部画像、および前記原画像から前記異常陰影候補抽出手段で抽出された各位置の異常陰影候補のそれぞれについて、前記軟部画像、前記骨部画像および前記原画像のいずれから抽出されているかおよび前記骨部抽出手段で抽出された骨部上あるいは該骨の交差部上に存在するか否かを基づいて、異常陰影であるか否かを判定する判定手段を備えたことを特徴とする異常陰影検出装置。

【発明の詳細な説明】

(産業上の利用分野)

本発明は、被写体の放射線画像を表わす画像データに基づいて放射線画像の異常陰影を検出する異常陰影検出

装置に関するものである。

(従来の技術)

記録された放射線画像を読み取って画像データを得、この画像データに適切な画像処理を施した後、画像を再生記録することは種々の分野で行なわれている。たとえば、後の画像処理に適合するように設計されたガンマ値の低いX線フィルムを用いてX線画像を記録し、このX線画像が記録されたフィルムからX線画像を読み取って電気信号(画像データ)に変換し、この画像データに画像処理を施した後コピー写真等に可視像として再生することにより、コントラスト、シャープネス、粒状性等の画質性能の良好な再生画像を得ることが行なわれている(特公昭61-5193号公報参照)。

また本出願人により、放射線(X線、 α 線、 β 線、 γ 線、電子線、紫外線等)を放射するとこの放射線エネルギーの一部が蓄積され、その後可視光等の励起光を照射すると蓄積されたエネルギーに応じて輝尽発光を示す蓄積性蛍光体(輝尽性蛍光体)を利用して、人体等の被写体の放射線画像情報をシート状の蓄積性蛍光体に一旦記録し、この蓄積性蛍光体シートをレーザー光等の励起光で走査して輝尽発光を生ぜしめ、得られた輝尽発光を光電的に読み取って画像データを得、この画像データに基づき被写体の放射線画像を写真感光材料等の記録材料、CRT等に可視像として出力させる放射線画像記録再生システムがすでに提案されている(特開昭55-12429号、同56-11395号、同55-163472号、同56-104645号、同55-116340号等)。

このシステムは、従来の銀塩写真を用いる放射線写真システムと比較して極めて広い放射線露出域にわたって画像を記録しようという実用的な利点を有している。すなわち、蓄積性蛍光体においては、放射線露光量に対して蓄積後に励起によって輝尽発光する発光光の光量が極めて広い範囲にわたって比例することが認められており、従って種々の撮影条件により放射線露光量がかかなり大幅に変動しても、蓄積性蛍光体シートより放射される輝尽発光光の光量を読取ゲインを適当な値に設定して光電変換手段により読み取って電気信号に変換し、この電気信号を用いて写真感光材料等の記録材料、CRT等の表示装置に放射線画像を可視像として出力させることによって、放射線露光量の変動に影響されない放射線画像を得ることができる。

上記X線フィルムや蓄積性蛍光体シート等を用いたシステム、特に人体の医療診断用として構成されたシステムにおいて、近年、単に観察(診断)に適した良好な画質性能を備えた再生画像を得ることに加えて、画像の自動認識が行なわれてきている(たとえば特開昭62-125481号公報参照)。

ここで画像の自動認識とは、画像データに種々の処理を施すことにより、複雑な放射線画像から目的とするパターンを抽出する操作をいい、たとえば人体の胸部X線

画像のような種々の線状、円形状のパターンの入り混じった非常に複雑な画像から、たとえば腫瘍に対応する陰影を抽出する操作等をいう。

このような複雑な放射線画像(たとえば人体の胸部X線画像)において目的とするパターン(たとえば腫瘍影)を抽出し、その抽出したパターンを明示した可視画像を再生表示することにより、観察者の観察の補助(たとえば医者診断の補助)を行なわせることができる。

上記画像認識を行なうにあたり、例えば通常の撮影により得られた人体の胸部X線画像、即ち、心臓部、横隔膜部、肺野部の肋骨以外の組織等のいわゆる軟部組織と肋骨等のいわゆる骨部との双方が記録された通常の胸部X線画像に基づいてたとえば腫瘍影を自動認識することに代えて、骨部の影響による誤認識を避けるために、エネルギーサブトラクション処理により得られた、軟部組織のみが記録された画像に基づいて腫瘍影の自動認識を行なうことも試みられている(例えば「エネルギー差分画像を用いた胸部X線像パターン認識」水谷克己、長谷川純、鳥脇純一郎、西谷弘昭和62年度電気関係学会東海支部連合大会 564ページ参照)。

ここで、エネルギーサブトラクション処理とは、被写体の特定の部分が互いに異なるエネルギーを有する放射線に対して異なる放射線吸収率を有することを利用して、同一の被写体に対して互いに異なるエネルギーを有する各放射線による複数の放射線画像を得、これら複数の放射線画像を適当に重み付けしてその差を演算することによって被写体の特定部分を抽出する処理をいう。本出願人も蓄積性蛍光体シートを用いたエネルギーサブトラクションについて種々提案している(例えば特開昭59-83486号公報、同60-225541号公報参照)。

(発明が解決しようとする課題)

被写体の軟部と骨部との双方が記録された放射線画像(以下、「原画像」という。)に代えて被写体の主として軟部が記録された放射線画像(以下、「軟部画像」という。)に基づいてたとえば腫瘍等の異常陰影の自動認識を行なうと骨部の影響による誤認識は少なくなるが、一方、軟部画像は複数の放射線画像を処理することにより求めた画像であるため原画像と比べ画質が劣り、このため軟部自体で異常陰影の誤認識が増加するという問題点がある。

本発明は、上記問題点を鑑み、異常陰影の自動認識の精度をさらに向上させた異常陰影検出装置を提供することを目的とするものである。

(課題を解決するための手段)

第1図は、本発明の異常陰影検出装置の構成を明示したブロック図である。

互いにエネルギーの異なる少なくとも二種類の放射線を軟部および骨部から構成される被写体に照射して得られた複数の画像データ S_0, \dots, S_n が、たとえば放射線画像読取装置あるいは放射線画像データ記憶装置等から画

像演算手段1に入力される。画像演算手段1では、これら複数の画像データ $S0_1, \dots, S0_n$ に基づいて、前記被写体中の主として軟部が記録された軟部画像を表わす軟部画像データ $S1$ と、前記被写体中の主として骨部が記録された骨部画像を表わす骨部画像データ $S2$ と、前記被写体中の軟部と骨部との双方が記録された原画像を表わす原画像データ $S3$ とが求められる。

これらの画像データ $S1, S2, S3$ は、異常陰影候補抽出手段2に入力される。またたとえば骨部画像データ $S2$ 等放射線画像の骨部の位置情報を抽出し得る画像データが、骨部抽出手段3に入力される。

異常陰影候補抽出手段2は、入力された各画像データ $S1, S2, S3$ のそれぞれに基づいて、異常陰影抽出フィルタを用いて軟部画像、骨部画像、原画像のそれぞれを走査し、各画像に現われた異常陰影の抽出（異常陰影の有無および異常陰影が存在する場合にその位置情報の抽出）が行なわれる。ここで、「異常陰影抽出フィルタ」は特定のフィルタに限られるものではなく、後述する実施例で説明する各フィルタ、これらのフィルタの組合せ、または公知の種々のフィルタを用いることができる。また、「異常陰影」とは、標準的陰影には見られない、たとえば胸部X線画像における腫瘍、石炭塵、胸膜の肥厚、気胸等の陰影をいうが、この候補抽出手段1はこれらの異常陰影の全てを抽出するものである必要はなく、たとえば腫瘍影のみを異常陰影として抽出するものであってもよい。尚、本実施例で、後述する判定手段4において、上記のようにして抽出された異常陰影が真の異常陰影であるかそれとも異常陰影であると誤認識したものであるかの判定を行なうため、この異常陰影候補手段2で抽出され異常陰影を異常陰影候補と呼ぶこととする。

また、骨部抽出手段3には、上述したようにたとえば骨部画像データ $S2$ 等放射線画像の骨部の位置情報を求め得る画像データが入力される。骨部抽出手段3では、入力された画像データに基づいて、骨部画像のどの位置に骨部が存在しているかという、骨部の位置情報Bが求められる。この骨部抽出手段3における骨部の位置情報Bの求め方は特定のアルゴリズムに限られるものではないが、骨部画像の通常はほとんど骨部のみが記録された画像であるため、例えば骨部画像データ $S2$ を用いて単純なしきい値処理等を行なうことにより骨部の位置情報Bを求めてもよい。

異常陰影候補抽出手段2で抽出された軟部画像、骨部画像、および原画像上の異常陰影候補の位置情報 $J1, J2, J3$ と、骨部抽出手段3で求められた骨部の位置情報Bは判定手段4に入力される。判定手段4では、これらの位置情報 $J1, J2, J3; B$ に基づいて、異常陰影候補抽出手段2で求められた異常陰影候補が異常陰影であるか否かの判定が行なわれる。より具体的には、軟部画像、骨部画像および原画像から異常陰影候補抽出手段で抽出された各位置の異常陰影候補のそれぞれについて、軟部画像、骨

部画像および原画像のいずれから抽出されているかおよび骨部抽出手段で抽出された骨部上あるいは該骨の交差部上に存在するか否かに基づいて、異常陰影であるか否かの判定が行われる。この判定の具体的アルゴリズムは特定のものに限定されるものではなく、被写体の特性、軟部画像、骨部画像、原画像の各画質やその他の特徴、および異常陰影である蓋然性がどの程度以上の異常陰影候補を異常陰影とするかという設計思想等に応じて任意に定めることができるものである。

10 (作用)

本発明の異常陰影検出装置は、軟部画像、骨部画像、および原画像の各画像から異常陰影候補を抽出し、さらに骨部画像から骨部の位置情報を求め、これらを総合して上記異常陰影候補が異常陰影であるか否かを判定するようにしたため、より具体的には、軟部画像、骨部画像および原画像から異常陰影候補抽出手段で抽出された各位置の異常陰影候補のそれぞれについて、軟部画像、骨部画像および原画像のいずれから抽出されているかおよび骨部抽出手段で抽出された骨部上あるいは該骨の交差部上に存在するか否かに基づいて、異常陰影であるか否かを判定するようにしたため、従来のように原画像に基づく異常陰影の自動認識、軟部画像に基づく異常陰影の自動認識のいずれよりもさらに高精度の自動認識を行なうことができる。

(実施例)

以下、本発明の実施例について、図面を参照して説明する。尚、ここでは前述した蓄積性蛍光体シートを用い、人体の肺内に典型的には略球形として生じる腫瘍の陰影を異常陰影として検出する例について説明する。この腫瘍は画像データに基づいて再生された可視画像上では周囲と比べ白っぽい（濃度が低い）略円形のパターンとして現われる。

第2図は、X線撮影装置の一例の概略図である。

このX線撮影装置10のX線源11からX線12が人体13の胸部13aに向けて照射され、人体13を透過したX線12aが第一の蓄積性蛍光体シート5に照射されることにより、人体の胸部13aの第一のX線画像が第一の蓄積性蛍光体シート5に蓄積記録される。

次に短時間内に第一の蓄積性蛍光体シート5に代えて新たな第二の蓄積性蛍光体シート6をセットするとともに、X線源11の管電圧を変え、再度X線撮影が行なわれる。これにより第二の蓄積性蛍光体シート6には、第一の蓄積性蛍光体シート5に撮影記録された第一のX線画像とはエネルギーの異なるX線12による同一被写体13の第二のX線画像が蓄積記録される。尚、上記2回の撮影において、被写体13にはマーク14,15が付されており、このマーク14,15も一緒に撮影記録される。これらのマーク14,15（尚、ここでは簡単のため、X線画像上に撮影記録されたマーク14,15の像も、マーク14,15と呼ぶ。）は、シート5,6に蓄積記録された第一および第二のX線

画像の位置合わせの際に用いられる、

第3図は、X線画像読取装置の一例と、本発明の異常陰影検出装置の一実施例であるコンピュータシステムとを表わした斜視図である。

第2図に示すX線撮影装置10で撮影が行なわれた後、第一および第二の蓄積性蛍光体シート5,6が一枚ずつこのX線画像読取装置の所定位置にセットされる。尚ここでは、第一の蓄積性蛍光体シート5に蓄積記録された第一のX線画像の読取りの場合について説明する。

この所定位置にセットされた、第一のX線画像が蓄積記録された第一の蓄積性蛍光体シート5は、モータ21により駆動されるエンドレスベルト等のシート搬送手段22により、矢印Y方向に搬送(副走査)される。一方、レーザー光源23から発せられた光ビーム24はモータ25により駆動され矢印方向に高速回転する回転多面鏡26によって反射偏向され、fθレンズ等の集束レンズ27を通過した後、ミラー28により光路を変えて前記シート5に入射し副走査の方向(矢印Y方向)と略垂直な矢印X方向に主走査する。シート5の光ビーム24が照射された箇所からは、蓄積記録されているX線画像情報に応じた光量の輝尽発光光29が発散され、この輝尽発光光29は光ガイド30によって導かれ、フォトマルチプライヤ(光電子増倍管)31によって光電的に検出される。上記光ガイド30はアクリル板等の導光性材料を形成して作られたものであり、直線状をなす入射端面30aが主走査線に沿って延びるように配され、円環状が形成された射出端面30bにはフォトマルチプライヤ31の受光面が結合されている。入射端面30aから光ガイド30内に入射した輝尽発光光29は、該光ガイド30の内部を全反射を繰り返して進み、射出端面30bから射出してフォトマルチプライヤ31に受光され、X線画像を表わす輝尽発光光29がフォトマルチプライヤ31によって電気信号に変換される。

フォトマルチプライヤ31から出力されたアナログ出力信号 S_A は対数増幅器32で対数的に増幅され、A/D変換器33でデジタル化され、電気信号としての画像データ S_0 が得られる。

このようにして得られた画像データ S_0 は、コンピュータシステム40に入力される。この画像データ S_0 は、第一の蓄積性蛍光体シート5に蓄積記録された第一のX線画像を表わすものであり、したがってここではこれを第一の画像データ S_{01} と呼ぶ。

このコンピュータシステム40は、本発明の異常陰影検出装置の一例を構成するものであり、CPUおよび内部メモリが内蔵された本体部41、補助メモリとしてのフロッピーディスクが挿入され駆動されるドライブ部42、オペ

* レータがこのコンピュータシステム40に必要な指示等を入力するためのキーボード43、および必要な情報を表示するためのCRTディスプレイ44から構成されている。

次に上記と同様にして、第二の蓄積性蛍光体シート6に蓄積記録された第二のX線画像を表わす第二の画像信号 S_{02} が得られ、この第二の画像信号 S_{02} もコンピュータシステム40に入力される。

コンピュータシステム40に入力された第一および第二の画像データ S_{01} , S_{02} に基づいて、X線画像上の異常陰影の検出が行なわれる。コンピュータシステム40では、その機能上、第1図に示す各ブロック1~4に対応する演算が行なわれる。以下、第1図に示すブロック1~4をコンピュータシステム40の機能を表わすブロックと考える。

第3図に示すようにX線画像を表わすデジタルの電気信号としての画像データ S_{01} , S_{02} が、コンピュータシステム40内の、第1図に示す画像演算手段1に入力される。

画像演算手段

上記第一および第二の画像データ S_{01} , S_{02} は、前述したように互いに異なるエネルギーを有するX線を用いて撮影記録された第一および第二のX線画像を表わすものであり、これら互いに異なるエネルギーを有するX線は、被写体(ここでは人体の胸部)の軟部、骨部に対する透過率が互いに異なり、したがって、これら第一および第二のX線画像のサブトラクション処理を行なうことにより上記被写体の軟部のみが記録された軟部画像および上記被写体の骨部のみが記録された骨部画像を得ることができる。

コンピュータシステム40内の画像演算手段1では、入力された第一および第二の画像データ S_{01} , S_{02} に基づいて、先ず以下のようにして位置合わせ処理が行なわれる。尚、ここで説明する位置合わせ処理は特開昭58-16338号公報に記載された方法である。

第一の画像データ S_{01} が担持する第一のX線画像に付されたマーク14,15(これをマーク14', 15' とする。)の各座標を(X_{A1} , Y_{A1}), (X_{A2} , Y_{A2})とし、第二の画像データ S_{02} が担持する第二のX線画像に付されたマーク14,15(これをマーク14'', 15'' とする。)の各座標を(X_{B1} , Y_{B1}), (X_{B2} , Y_{B2})とする。

このときこれら2つのX線画像の相対的な回転ズレのずれ角((X_{A1}, Y_{A1}) と(X_{A2}, Y_{A2})とを結ぶ線分と(X_{B1}, Y_{B1})と(X_{B2}, Y_{B2})とを結ぶ線分となす角)を θ とすると、

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{Y_{B2} - Y_{B1}}{X_{B2} - X_{B1}} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{Y_{A2} - Y_{A1}}{X_{A2} - X_{A1}} \right) \dots (1)$$

と表わされ、第一の線画像を角度 θ だけ回転されることにより2つのX線画像の回転位置が合わせられる。

さらに、2つのX線画像に付されたマーク14' ;14" のx方向,y方向の位置ずれ $\Delta X_1, \Delta Y_1$ は、それぞれ、
 $\Delta X_1 = X_{a1} - \{ \alpha \cdot (X_{a1} - C_x) \cdot \cos \theta$
 $- \alpha (Y_{a1} - C_y) \cdot \sin \theta + C_x \}$

… (2)

$\Delta Y_1 = Y_{a1} - \{ \alpha \cdot X_{a1} - C_x \} \cdot \sin \theta$
 $+ \alpha (Y_{a1} - C_y) \cdot \cos \theta + C_y \}$

… (3)

と表わされ、2つのX線画像に付されたもう一つのマーク15' ;15" のx方向,y方向の位置ずれ $\Delta X_2, \Delta Y_2$ は、上
 記と同様に、

$\Delta X_2 = X_{a2} - \{ \alpha \cdot (X_{a2} - C_x) \cdot \cos \theta$
 $- \alpha (Y_{a2} - C_y) \cdot \sin \theta + C_x \}$

… (4)

$\Delta Y_2 = Y_{a2} - \{ \alpha \cdot (X_{a2} - C_x) \cdot \sin \theta$
 $+ \alpha (Y_{a2} - C_y) \cdot \cos \theta + C_y \}$

… (5)

と表わされる。尚、(2)～(5)式において C_x, C_y は
 回転中心のそれぞれX座標,Y座標である。

ここで ΔX_1 と $\Delta X_2, \Delta Y_1$ と ΔY_2 は理想的には互いに等
 しい値となるが、2つの画像信号 S_{01}, S_{02} のサンプリン
 グに伴う誤差等により多少異なることもあり、X方向,Y
 方向の位置調整量 $\Delta X, \Delta Y$ としては、

$\Delta X = (\Delta X_1 + \Delta X_2) / 2$ … (6)

$\Delta Y = (\Delta Y_1 + \Delta Y_2) / 2$ … (7)

が用いられ、第一のX線画像のX方向,Y方向への位置調
 整が行なわれる。

以上のようにして第一および第二のX線画像の位置合
 わせが行なわれた後、画像演算手段1において、位置合
 わせ後の第一および第二の画像データ S_{01}', S_{02}' に基
 づいて、各画素毎に

$S1 = Wa \cdot S_{01}' - Wb \cdot S_{02}' + C$

… (8)

ただし、 Wa, Wb は重み付け係数、 C はバイアス分を表わ
 す。

の演算処理(サブトラクション処理)が行なわれ、軟部
 画像を表わす軟部画像データ $S1$ が求められる。またこれ
 と同様に、重み付け係数およびバイアスを変えて

$S2 = Wa' \cdot S_{01}'$
 $- Wb' \cdot S_{02}' + C'$

… (9)

ただし、 Wa', Wb' は重み付け係数、 C' はバイアス分
 を表わす。

の演算を各画素毎に行なうことにより、骨部画像データ
 $S2$ が求められる。

また、上記第一のX線画像、第二のX線画像は互いに
 軟部、骨部の濃度(画像データの値)は異なるが両画像
 とも軟部および骨部の双方が記録された画像であり、し
 たがって第一のX線画像もしくは第二のX線画像のいず
 れかを原画像として用いてもよいが、本実施例ではX線
 のゆらぎ等によりX線画像に現われる雑音を低減するた

めに、各画素毎に、

$S3 = Wa'' \cdot S_{01}'$
 $+ Wb'' \cdot S_{02}'$ … (9)

ただし、 Wa'', Wb'' 重み付け係数を表わす。

の重ね合わせ処理を行ない、この重ね合わせ処理の後の
 画像データ $S3$ が軟部と骨部との双方が記録された原画像
 を表わす原画像データ $S3$ として用いられる。尚、本実施
 例における画像演算手段1は2つのX線画像を表わす画
 像データ S_{01}, S_{02} に基づいて軟部画像、骨部画像、およ
 び原画像を求めたが、さらに多数の画像データ $S_{01}, S_{02},$
 \dots, S_{0n} を用いて軟部画像、骨部画像、原画像を求めても
 よいことはもちろんである(特開昭59-083486号公報参
 照)。

第4A図、第4B図、および第4C図は、それぞれ軟部画
 像、骨部画像、および原画像の一例を略示した図であ
 る。

軟部画像(第4A図)には被写体のX線画像中の骨部が
 消去され、軟部組織のみが記録されている。一方骨部画
 像(第4B図)には、被写体のX線画像中の軟部が消去さ
 れ骨部のみが記録されている。また原画像(第4C図)に
 は、軟部組織と骨部との双方が記録されている。

コンピュータシステム40内の画像演算手段1において
 上記のようにして得られた各画像データ $S1, S2, S3$ は、コ
 ンピュータシステム40内の異常陰影候補抽出手段2に入
 力される。また本実施例においては、コンピュータシス
 テム40内の骨部抽出手段3に骨部画像データ $S2$ が入力さ
 れる。

尚、上記画像演算手段1では、第一および第二の画像
 データ S_{01}, S_{02} 、もしくは軟部画像データ $S1$ 、骨部画像デ
 ータ $S2$ 、原画像データ $S3$ に、必要に応じて、たとえば周
 波数強調処理、スムージング処理、ノイズ除去処理等上
 記以外の各種画像処理も行なわれる。

異常陰影候補抽出手段

コンピュータシステム40内の異常陰影候補抽出手段2
 では、入力された各画像データ $S1, S2, S3$ に基づいて、腫
 瘍影抽出フィルタを用いて軟部画像、骨部画像、および
 原画像の各画像上に走査することにより、これら各画像
 に現われた腫瘍影の候補を抽出する。

第5図は、腫瘍影を抽出する実空間フィルタの例を説
 明するために、X線画像上の所定の画素 P_0 を中心に該画
 像上に仮想的に描いた図である。所定の画素 P_0 が腫瘍影
 内の画素であるか否かが判定される。ここで示すような
 フィルタを用いて各画像上に走査することにより、該各
 画像に現われる腫瘍影が抽出されるが、ここでは原画像
 上に走査する場合を中心に説明する。尚、以下において
 最初に説明するフィルタは、特開平1-162904号に記載
 されたフィルタである。

第6図は、上記所定の画素 P_0 を中心とした、第5図の
 線分 L_1 と L_2 の延びる方向(x方向)の原画像のプロフ
 ィルの一例を示した図である。ここでは所定の画素 P

。は、肋骨影56の極く近傍にある腫瘍影57のほぼ中心にあるものとする。腫瘍影57は典型的にはほぼ左右対称のプロファイルとして現われるが、この例のように腫瘍影57が肋骨影56の極く近傍にある場合等には、原画像において左右対称とはならない場合もある。このような場合にもこの腫瘍影57を抽出できることが重要である。尚第6図の破線58は腫瘍がない場合のプロファイルの一例である。

第5図に示すように、X線画像内の所定の画素 P_0 から該X線画像の周囲に延びる複数（ここでは8本）線分 L_i （ $i=1,2,\dots,8$ ）を想定し、さらに所定の画素 P_0 を中心とした、それぞれ半径 r_1, r_2, r_3 の円 R_j （ $j=1,2,3$ ）を想定する。所定の画素 P_0 の画像データを f_0 とし、各線分 L_i と各円 R_j との各交点に位置する各画素 P_{ij} （第5図には $P_{11}, P_{12}, P_{13}, P_{21}, P_{22}, P_{23}, P_{31}, P_{32}, P_{33}$ について記号を示してある。）の画像データを f_{ij} （ $i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$ ）とする。

ここで、所定の画素 P_0 の画像データ f_0 と各画素 P_{ij} の画像データ f_{ij} との差分 Δ_{ij} が下記(11)式に従って求められる。

$$\Delta_{ij} = f_{ij} - f_0 \quad \dots (11)$$

（ $i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$ ）

次に各線分 L_i 毎に、(11)式で求められた差分 Δ_{ij} 、最*

$$M_{is} = \frac{\Delta_{i1} + \Delta_{i3}}{2} \quad \dots (12)$$

として求められる。

このように所定の画素 P_0 が互いに反対方向に延びる2本の線分をひと組として取り扱うことにより、第6図に示すように腫瘍影57がたとえば肋骨影56の近傍にあってその画像データの分布が非対称となっても腫瘍影を確実に検出することができる。

上記のようにして平均値 $M_{1s}, M_{2s}, M_{3s}, M_{4s}$ が求められると、これらの平均値 $M_{1s}, M_{2s}, M_{3s}, M_{4s}$ に基づいて、以下のようにして、所定の画素 P_0 が腫瘍影内の画素であるか否かの判定に用いる特性値 C_i が求められる。

第7図は、この特性値 C_i の求め方を説明するための図である。横軸は上記のようにして求めた平均値 $M_{1s}, M_{2s}, M_{3s}, M_{4s}$ 、縦軸はこれらの平均値に対応する各評価値 $C_{1s}, C_{2s}, C_{3s}, C_{4s}$ である。

平均値 $M_{1s}, M_{2s}, M_{3s}, M_{4s}$ がある値 M_k より小さい場合評価値は零、ある値 M_k より大きい場合評価値は1.0、 $M_k \sim M_2$ の間では、その値の大きさに応じて0.0~1.0の間の値が評価値となる。このようにして、各平均値 $M_{1s}, M_{2s}, M_{3s}, M_{4s}$ にそれぞれ対応する評価値 $C_{1s}, C_{2s}, C_{3s}, C_{4s}$ が求められ、これらの評価値 $C_{1s}, C_{2s}, C_{3s}, C_{4s}$ の和 $C_i = C_{1s} + C_{2s} + C_{3s} + C_{4s}$ が特性値 C_i とされる。即ち、この特性値 C_i は最小値0.0と最大値4.0との間のいずれかの値を有する。

* 大値が求められる。即ち、線分 L_1, L_3 について例を示すと、線分 L_1 については、画素 P_{11}, P_{12}, P_{13} に対応する各差分

$$\Delta_{11} = f_{11} - f_0$$

$$\Delta_{12} = f_{12} - f_0$$

$$\Delta_{13} = f_{13} - f_0$$

のうちの最大値が求められる。この例では、第6図に示すように $\Delta_{11} < \Delta_{12} < \Delta_{13} < 0$ であり、したがって Δ_{13} が最大値となる。また線分 L_3 については画素 P_{31}, P_{32}, P_{33} に対応する各差分

$$\Delta_{31} = f_{31} - f_0$$

$$\Delta_{32} = f_{32} - f_0$$

$$\Delta_{33} = f_{33} - f_0$$

のうち最大値 Δ_{33} が求められる。

このように所定の画素 P_0 と、各線分 L_i 毎に複数の画素との差分の最大値を求めるようにすることにより、種々のサイズの腫瘍影に対処することができる。

次に、所定の画素 P_0 から互いに反対方向に延びる2本の線分をひと組として、即ち線分 L_1 と線分 L_3 、線分 L_2 と線分 L_4 、線分 L_5 と線分 L_7 、および線分 L_6 と線分 L_8 のそれぞれをひと組として、各組毎に2つの最大値の平均値（それぞれ $M_{1s}, M_{2s}, M_{3s}, M_{4s}$ ）が求められる。線分 L_1 と線分 L_3 と組については、その平均値 M_{1s} は

この特性値 C_i が所定のしきい値 $Th1$ と比較され、 $C_i \geq Th1$ であるか、 $C_i < Th1$ であるかにより、所定の画素 P_0 がそれぞれ腫瘍影内の画素であるか否かが判定される。

尚、腫瘍影を抽出するフィルタのアルゴリズムは、上記アルゴリズムに限定されるものではない。以下に、他の例について説明する（特願平1-162905号参照）。

第5図の各画素 P_{ij} （ $i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$ ）の画像データ f_{ij} のグラジエントと ∇f_{ij} が求められる。

ここでグラジエントとは、X線画像上である画素 P の xy 座標を (m,n) 、該画素 P と x 方向、 y 方向に隣接する画素 P', P'' の座標をそれぞれ $(m+1,n), (m,n+1)$ とし、それらの画素 P, P', P'' の画像データをそれぞれ $f(m,n), f(m+1,n), f(m,n+1)$ としたとき、

$$\nabla f(m,n) = (f(m+1,n) - f(m,n), f(m,n+1) - f(m,n)) \quad \dots (14)$$

で表わされるベクトルをいう。

第8図は、上記グラジエントおよび以下に示す演算方法を示す図である。

グラジエント ∇f_{ij} が求められた後、これらのグラジエント ∇f_{ij} のベクトルの長さが1.0に揃えられる。即ち、グラジエント ∇f_{ij} の大きさを $|\nabla f_{ij}|$ としたとき、規格化グラジエント $\nabla f_{ij}/|\nabla f_{ij}|$ が求められる。

次に、この規格化グラジエント $\nabla f_{i,j}/|\nabla f_{i,j}|$ の、線分 L_i の方向の成分が求められる。即ち、各画素 $P_{i,j}$ から所定の画素 P_0 に向かう単位ベクトルを e_i としたとき、 $\nabla f_{i,j}/|\nabla f_{i,j}| * e_i$ （ただし $*$ は内積を表わす）が求められる。

その後、該成分について内向き（所定の画素 P_0 の方向）を正、外向きを負としたとき、各線分 L_i （ $i=1,2,\dots,8$ ）毎に各最大値

$$\{ \nabla f_{i,j} / |\nabla f_{i,j}| * e_i \}_M$$

($i=1,2,\dots,8$)

が求められ、さらにこれら各最大値

$$\{ \nabla f_{i,j} / |\nabla f_{i,j}| * e_i \}_M$$

を加算した加算値

$$\sum_{i=1}^8 \{ \nabla f_{i,j} / |\nabla f_{i,j}| * e_i \}_M$$

が求められる。この加算値

$$\sum_{i=1}^8 \{ \nabla f_{i,j} / |\nabla f_{i,j}| * e_i \}_M$$

を特性値 C_i として、この特性値 C_i が所定のしきい値 $Th2$ と比較され、 $C_i \geq Th2$ であるか、 $C_i < Th2$ であるかにより、所定の画素 P_0 がそれぞれ腫瘍影内の画素であるか否かが判定される。

このフィルタは、グラジエント $\nabla f_{i,j}$ の大きさ $|\nabla f_{i,j}|$ を規格化し、その方向（成分 L_i との方向の相違の程度）のみに注目することにより、周囲とのコントラストによらず形状が円形であることにより大きな値を持つ特性値 C_i が求められ、これにより腫瘍影が大きな確度をもって抽出される。

次に、さらに異なるアルゴリズムを有するフィルタについて説明する（特願平1-162909号参照）。

第5図に示す Q_0 および Q_j （ $i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$ ）（ただし第5図には、明示的には Q_0 および $Q_{1,1}, Q_{1,2}, Q_{1,3}, Q_{2,1}, Q_{2,2}, Q_{2,3}$ のみ示してある）は、それぞれ画素 P_0 を含む中央領域および各画素 $P_{i,j}$ （ $i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$ ）を含む各周辺領域を表わしている。

この各領域 Q_0 および Q_j （ $i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$ ）毎に、該各領域 Q_0, Q_j 内の多数の各画素に対応する多数の各画像データの平均値 Q_0, Q_j （ $i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$ ）が求められる。尚、ここでは簡単のため、各領域 Q_0, Q_j （ $i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$ ）を指す記号と該各領域内の画像データの平均値を指す記号とで同一の記号を用いている。

次に中央領域の平均値 Q_0 と各周辺領域の平均値 Q_j のそれぞれとの各差分 $\Delta_{i,j}$ （ $i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$ ）が $\Delta_{i,j} = Q_{i,j} - Q_0$... (15)

として求められ、さらに各線分 L_i 毎に、差分 $\Delta_{i,j}$ の最大値 Δ_i が求められる。即ち、線分 L_i, L_j について例を示すと、線分 L_i については $\Delta_{1,1}, \Delta_{1,2}, \Delta_{1,3}$ のうちの最大値

Δ_i 、線分 L_j については $\Delta_{2,1}, \Delta_{2,2}, \Delta_{2,3}$ のうちの最大値 Δ_j が求められる。

次に、最大値 Δ_i （ $i=1\sim 8$ ）を代表する第一の特性値 U と最大値 Δ_j （ $j=1\sim 8$ ）のばらつきを表わす第二の特性値 V とが求められる。このために、まず以下の演算式に従って各特性値 $u_1 \sim u_8, v_1 \sim v_8$ が求められる。

$$u_1 = (\Delta_1 + \Delta_2 + \Delta_6 + \Delta_8) / 4 \quad \dots (16)$$

$$u_2 = (\Delta_2 + \Delta_3 + \Delta_6 + \Delta_7) / 4 \quad \dots (17)$$

$$10 \quad u_3 = (\Delta_3 + \Delta_4 + \Delta_7 + \Delta_8) / 4 \quad \dots (18)$$

$$u_4 = (\Delta_4 + \Delta_5 + \Delta_8 + \Delta_1) / 4 \quad \dots (19)$$

$$v_1 = u_1 / u_3 \quad \dots (20)$$

$$v_2 = u_2 / u_4 \quad \dots (21)$$

$$v_3 = u_3 / u_1 \quad \dots (22)$$

$$v_4 = u_4 / u_2 \quad \dots (23)$$

ここで、たとえば(16)式に従って特性値 u_1 を求める場合について説明すると、隣接する2つの領域（ Δ_1 と Δ_2 、または Δ_6 と Δ_8 ）について加算することは平滑化を意味し、また画素 P_0 を挟んだ互いに反対側の領域

20 $(\Delta_1 + \Delta_2$ と $\Delta_6 + \Delta_8)$ について加算することは前述した最初のフィルタと同様に、第6図に示すように画像データが非対称であっても腫瘍影を検出することができるようにすることを意味している。

また、たとえば(20)式に従って特性値 v_1 を求める場合について説明すると、特性値 u_1 と特性値 u_3 と互いに直交する方向について求めた特性値であり、したがって第6図に示す腫瘍影57が円形であれば $v_1 \approx 1.0$ となり円形から外れる場合、即ち画素 P_0 が肋骨影のように直線上の陰影内にある場合は v_1 は1.0から外れることになる。

30 上記差分の最大値 Δ_i （ $i=1\sim 8$ ）を代表する第一の特性値 U としては、 $u_1 \sim u_8$ の最大値

$$U = \text{MAX}(u_1, u_2, u_3, u_4) \quad \dots (24)$$

が採用され、上記差分の最大値 Δ_j （ $j=1\sim 8$ ）のばらつきを表わす第二の特性値 V としては、 $v_1 \sim v_8$ の最大値

$$V = \text{MAX}(v_1, v_2, v_3, v_4) \quad \dots (25)$$

が採用される。このようにして第一および第二の特性値 U, V が求められると、所定の画素 P_0 が腫瘍影内の画素であるか否かを判定するための特性値 C_j として、これら第一および第二の特性値の比率

$$C_j = \frac{U}{V} \quad \dots (26)$$

が採用される、この特性値 C_j が所定のしきい値 $Th3$ と比較され、 $C_j \geq Th3$ であるか、 $C_j < Th3$ であるかにより、画素 P_0 がそれぞれ腫瘍影内の画素であるか否かが判定される。

尚、上記各フィルタ例においては、第5図に示すように8本の線分 $L_1 \sim L_8$ の上の画素 $P_{i,j}$ や平均値 $Q_{i,j}$ 等を用い

たが、この線分は8本である必要がなく、たとえば16本等であってもよいことはもちろんである。また、所定の画素 P_0 からの距離についても r_1, r_2, r_3 の3つの距離について演算を行なったが、これについても3つの距離に限るものでもなく、抽出すべき腫瘍影の大きさがほぼ一定している場合は距離は1つでもよく、また、種々の大きさの腫瘍影をさらに精度よく抽出するために、距離を r_1 から r_3 まで連続的に変えて演算を行なってもよい。また、異常陰影候補抽出手段2では上記各フィルタに限らず、さらに異なるフィルタを用いてもよく、さらに原画像、軟部画像、骨部画像のそれぞれについて互いに異なるフィルタを用いてもよい。

骨部抽出手段

前述したように、本実施例においては、画像演算手段1で求められた骨部画像（第4B図参照）を表わす骨部画像データS2は、骨部抽出手段3にも入力される。

骨部抽出手段3では、入力された骨部画像データS2に基づいて、骨部画像中、骨の存在している位置の情報が求められる。

第9図は、骨の陰影の位置情報の求め方の一例を説明するために、第4B図に示す骨部画像の一部の拡大図のその骨部画像データS2のグラフとともに示した図である。

第9図(a)に示す骨部画像には2本の肋骨の陰影56が示されている。この2本の肋骨の陰影56はその一部56aが重なって現われている。第9図(b)は、第9図(a)のy軸に沿った各画素の骨部画像データS2を表わした図である。骨部画像の骨の陰影のみを抽出した画像であるため、骨の陰影の領域とそれ以外の領域とはかなり明確に区分けすることができ、したがって、たとえば骨部画像データがしきい値Th4以上であるか否かにより骨の陰影が記録された領域であるか否かを求めることができ、これにより骨の陰影の位置情報が求められる。また肋骨の重なった領域56aは、例えば各肋骨の陰影を2次曲線で近似し、これらの近似曲線が交差する領域として求めることができる。

尚、骨の陰影の位置情報の求め方は、上記しきい値処理に限られるものではなく、例えば骨部画像データS2を微分処理してそのピークを検出する方法を採用してもよい。また必ずしも骨部画像データS2を用いる必要はなく、例えば原画像データS3を用いて「間接撮影胸部X線写真における肋骨影の識別」（社団法人電子通信学会1972年10月26日画像工学研究会資料 資料番号IT72-24 (1972-10)）に記載された方法等を採用してもよい。この文献に記載された方法は、線に敏感なフィルタを用いて胸部X線画像を走査して線画像を抽出し、その線図形のX線画像上の位置、線図の延びる方向等から肋骨影に対応する線を抽出し、さらに肋骨影境界線を二次関数近似することにより肋骨影を抽出する方法である。

判定手段

以上のようにして、異常陰影候補抽出手段2で抽出さ

れた原画像、軟部画像および骨部画像の各画像上の腫瘍影候補の位置情報J1, J2, J3と、骨部抽出手段で求められた骨部の位置情報Bは、コンピュータシステム40内の判定手段4に入力される。

本実施例における判定手段4では、軟部画像、骨部画像および原画像から異常陰影候補抽出手段2で抽出された各位置の腫瘍影候補のそれぞれについて、軟部画像、骨部画像および原画像のいずれから抽出されているかおよび骨部抽出手段3で抽出された肋骨上あるいは該肋骨の交差部上に存在するか否かに基づいて、腫瘍影であるかそれとも誤検出によるものであるかが判定される。

まず、原画像には軟部と骨部との双方の情報が含まれているため、原画像上で抽出されなかった腫瘍影候補は、軟部画像上もしくは骨部画像上で抽出されたとしても、腫瘍影ではないと判定される。

原画像上で腫瘍影候補J3が抽出された場合、さらに以下のように判断される。

i) 軟部画像上で腫瘍影候補J1として抽出され、骨部画像上で対応する位置からは抽出されず、かつ該腫瘍影候補J1が肋骨の交差部（第9図参照）上になかった場合は、引きつづき腫瘍影候補として残しておき、後述する腫瘍影と血管影とを区分する演算により腫瘍影であると判断された場合のみ該腫瘍影候補は腫瘍影であると判定される。

ii) 軟部画像上で腫瘍影候補J1として抽出され、その腫瘍影候補J1が肋骨の交差部上にあった場合は、肋骨交差部上にある腫瘍影であると判定される。

iii) 骨部画像上で腫瘍影候補J2として抽出され、その腫瘍影候補J2の位置が肋骨の交差部でもなく、かつ軟部画像上で対応する位置からは抽出されなかった場合は、結核の跡等の石炭化した領域である疑いが強いと判断される。

iv) 骨部画像上で腫瘍影候補J2の位置が肋骨の交差部であり、かつ軟部画像上では腫瘍影候補が対応する位置において抽出されなかった場合は、肋骨の交差部を腫瘍影候補であると誤って抽出したものであると判断し腫瘍影ではないものと判定する。

v) 原画像上では腫瘍影候補J3が抽出されたにも拘わらず軟部画像および骨部画像の双方とも腫瘍影候補として抽出されず、かつその腫瘍影候補J3が肋骨上に存在している場合は、肋骨を腫瘍影候補であると誤って抽出したものであると判断し、腫瘍影ではないものと判定する。

vi) 原画像上では腫瘍影候補J3が抽出されたにも拘わらず軟部画像および骨部画像の双方とも腫瘍影候補として抽出されなかった場合であって、かつその腫瘍影候補J3が肋骨以外の領域に存在している場合は、原画像と比べ軟部画像の画質が悪い（S/N比が悪い）ことにより軟部画像からは腫瘍影候補として抽出されなかったものと判断し、腫瘍影であると判定する。

ここで、上記 i) の場合における腫瘍影と血管影とを区別する演算アルゴリズムの一例について説明する(特願平1-162906号参照)。

第10A図、第10B図は、腫瘍影候補として抽出された、それぞれ真正の腫瘍影および血管等の密集した領域の軟部画像を示す図である。各図において破線59に囲まれた領域が腫瘍影候補として抽出された領域Aであり、各グラフは各領域A内のx方向、y方向のプロファイル(軟部画像データS1をプロットしたもの)である。

真正の腫瘍影(第10A図)は、x方向、y方向とも中央付近に谷を有する比較的平坦なプロファイルを有し、血*

$$Z_x = \sum_{m,n} \sum_{(m,n) \in A} \{ f(m+1,n) - f(m,n) \}^2 / N \quad \dots (27)$$

$$Z_y = \sum_{m,n} \sum_{(m,n) \in A} \{ f(m,n+1) - f(m,n) \}^2 / N \quad \dots (28)$$

(ただし $\sum_{m,n}$ は領域A内で一次差分値の
 $(m,n) \in A$

加算を行なうことを表わし、Nは領域A内の画素数を表わす)

次に、腫瘍影として存続させるか腫瘍影から除外するかを判定するための特性値 C_1 として、上記 Z_x と Z_y のうち*

※値の小さい方 $\min(Z_x, Z_y)$ 、値の大きな方を $\max(Z_x, Z_y)$ としたとき、

$$C_1 = \frac{\min(Z_x, Z_y)}{\max(Z_x, Z_y)} \quad \dots (29)$$

が算出され、この特性値 C_1 を所定のしきい値 $Th5$ と比較し、 $C_1 \geq Th5$ のとき腫瘍影として存続させ、 $C_1 < Th5$ のとき腫瘍影から除外する。

★ 尚、上記特性値 C_1 としては(29)式で算出されるものに限られず、たとえば

$$C_2 = \frac{|Z_x - Z_y|}{Z_x + Z_y} \quad \dots (30)$$

$C_3 = |Z_x - Z_y| \quad \dots (31)$
 等であってもよい。また上記例ではx,yの2方向の一次差分 $f(m+1,n) - f(m,n)$ 、 $f(m,n+1) - f(m,n)$ を求めたが、たとえば斜め方向(x方向、y方向のいずれとも直交しない方向)の差分を求めてもよい。

第3図に示すコンピュータシステム40内の判定手段4では、以上のようにして、異常陰影候補抽出手段2で抽出された腫瘍影候補が腫瘍影であるか否かの判定が行われる。

以上の実施例は、蓄積性蛍光体を用いて得られた人体の胸部X線画像に典型的には円形として現われる腫瘍影を抽出する例であるが、本発明は円形の腫瘍影の抽出に

* 管等が密集した領域(第10B図)では、ほとんどの場合、一方向(第10A図ではx方向)に細かな変動を有するプロファイルとなり他の方向(y方向)は比較的平坦なプロファイルとなる。そこで、ここでは、このプロファイルの相違を利用して、腫瘍影候補として抽出された血管等が密集した領域を腫瘍影から除外する。即ち、x方向に並ぶ画素をm($m=1,2,\dots$)、y方向に並ぶ画素をn($n=1,2,\dots$)で表わし、(m,n)で表わされる画素の画像データを $f(m,n)$ とする。このとき、次式に示すように、領域A内の画像データの一次差分値の二乗の平均値が算出される。

限られるものではなく、また胸部X線画像に限られるものでもなく、さらに蓄積性蛍光体を用いるシステムに限られるものでもなく、被写体の放射線画像を表わす画像データに基づいて該放射線画像上の異常陰影を検出する際に広く用い得る構成を備えているものである。

(発明の効果)

以上詳細に説明したように、本発明は異常陰影検出装置は、互いに同一被写体および互いに異なるエネルギーを有する放射線を用いて記録された複数のX線画像を表わす複数の画像データ $S_{01}, S_{02}, \dots, S_{0n}$ に基づいて、軟部画像、骨部画像、および原画像を表わす画像データ $S1, S2, S3$ を求め、これら各画像中に現われる異常陰影の候補

を抽出し、またいずれかの画像データに基づいて骨部の位置情報を求め、軟部画像、骨部画像および原画像から抽出された各位置の異常陰影候補のそれぞれについて、軟部画像、骨部画像および原画像のいずれから抽出されているかおよび骨部上あるいは該骨の交差部上に存在するか否かに基づいて抽出された異常陰影候補が異常陰影であるか否かを判定するようにしたため、異常陰影を高精度に検出することができる。

【図面の簡単な説明】

第1図は、本発明の異常陰影検出装置の構成を明示したブロック図、
第2図は、X線画像撮影装置の一例を概略図、
第3図は、X線画像読取装置の一例と、本発明の異常陰影検出装置の一実施例であるコンピュータシステムとを表わした斜視図、
第4A図、第4B図、および第4C図は、それぞれ軟部画像、骨部画像、および原画像の一例を略示した図、
第5図は、腫瘍影を抽出する実空間フィルタの例を説明するために、X線画像上の所定の画素 P_0 を中心に該画像上に仮想的に描いた図、
第6図は、上記所定の画素 P_0 を中心とした、第5図の線分 L_1 と L_2 の延びる方向(x方向)のX線画像のプロファ

* イルの一例を示した図、

第7図は、所定の画素 P_0 が腫瘍影内の画素であるか否かの判定に用いる特性値の求め方を説明するための図、

第8図は、画像データ $f_{i,j}$ 、グラジエント $\nabla f_{i,j}$ 等のベクトルを示す図、

第9図は、第4B図に示す骨部画像の一部の拡大図をその骨部画像データS2のグラフとともに示した図、

第10A図、第10B図は、一旦腫瘍影として抽出された、それぞれ真正の腫瘍影および血管等の密集した領域のX線画像とそのx方向、y方向のプロファイルを表わした図である。

1……画像演算手段

2……異常陰影候補抽出手段

3……骨部抽出手段、4……判定手段

5,6……蓄積性蛍光体シート

10……X線撮影装置、20……X線画像読取装置

23……レーザ光源、26……回転多面鏡

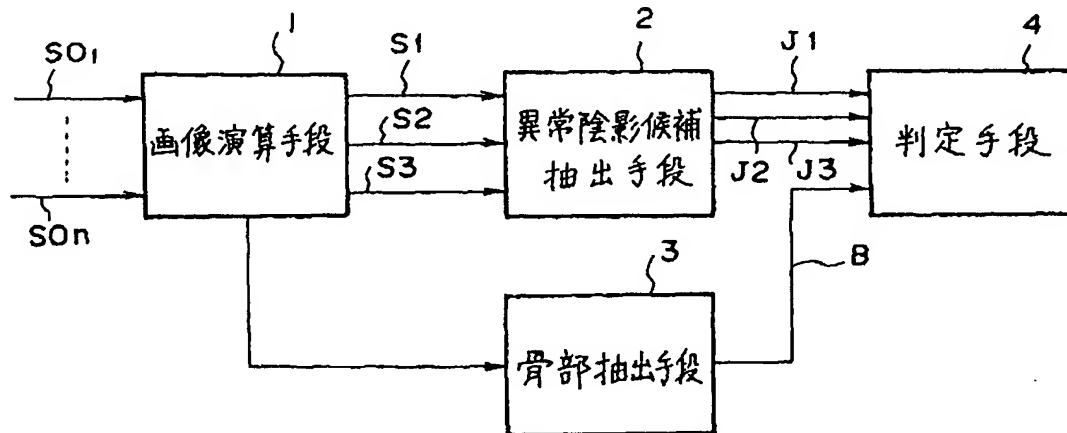
29……輝尽発光光、30……光ガイド

31……フォトマルチプライヤ

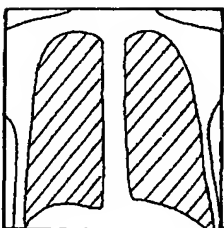
40……コンピュータシステム

56……肋骨影

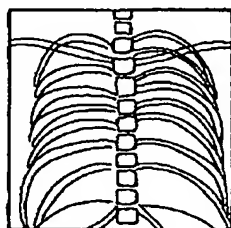
【第1図】



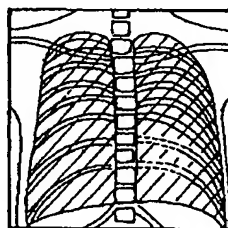
【第4A図】



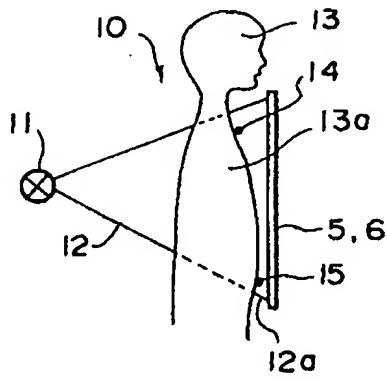
【第4B図】



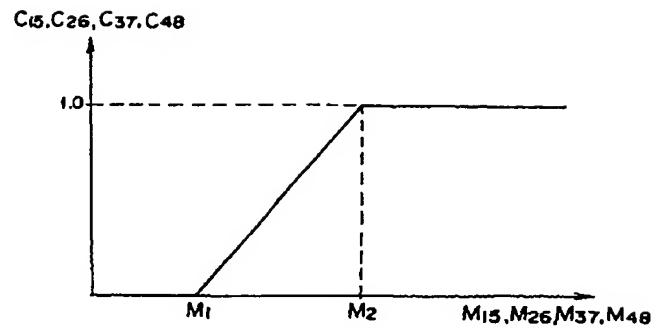
【第4C図】



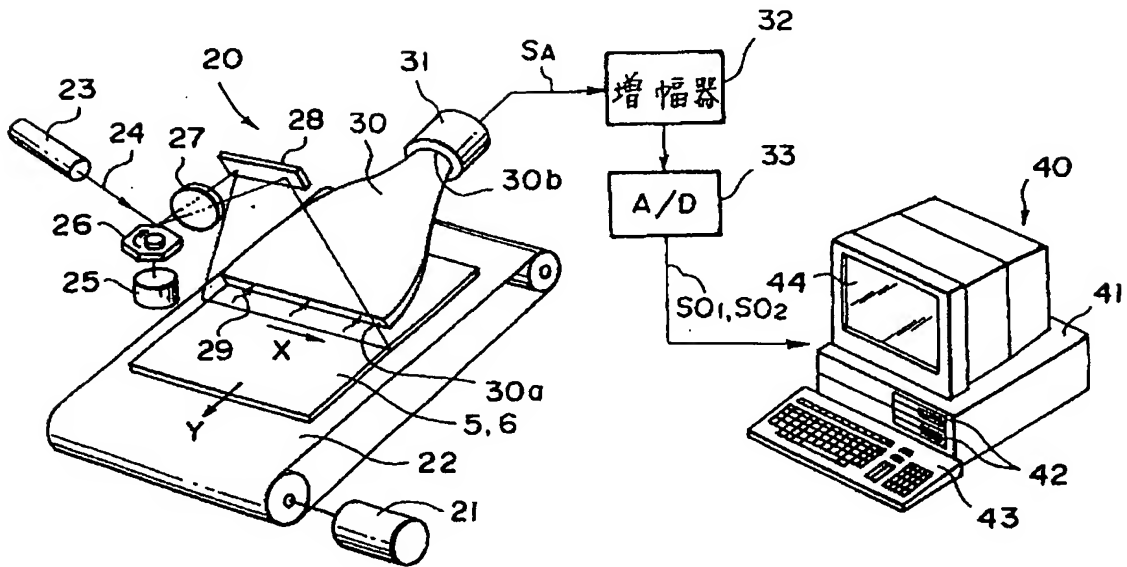
【第2図】



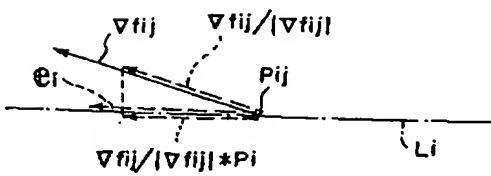
【第7図】



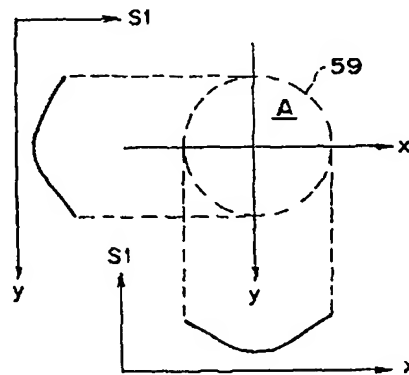
【第3図】



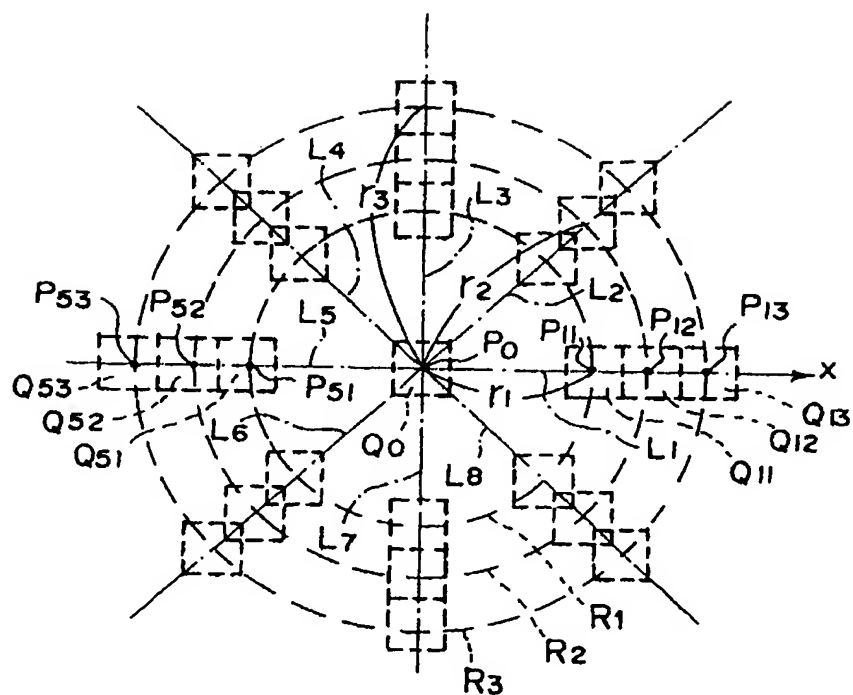
【第8図】



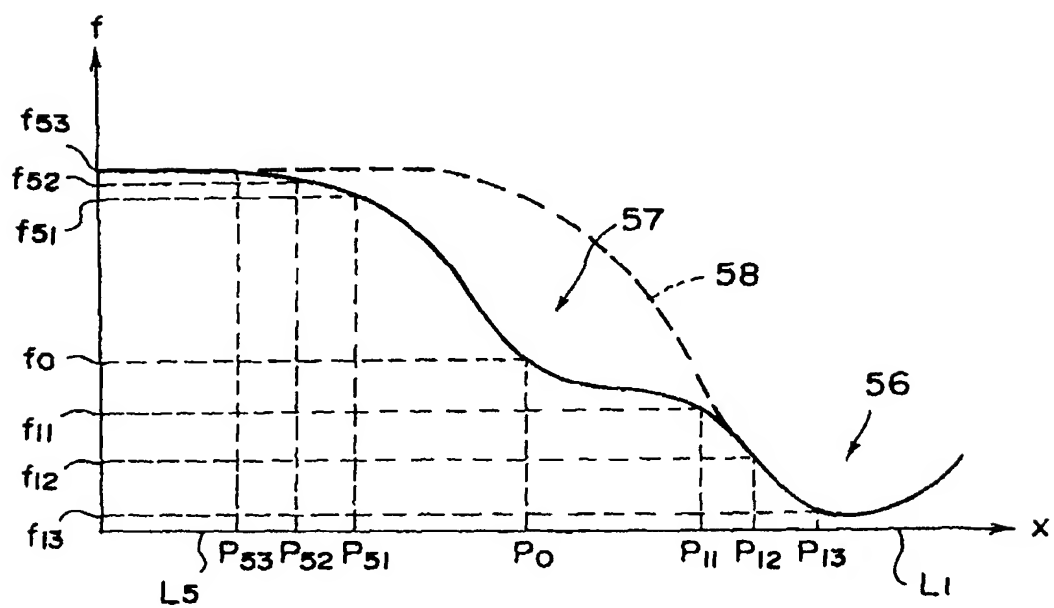
【第10A図】



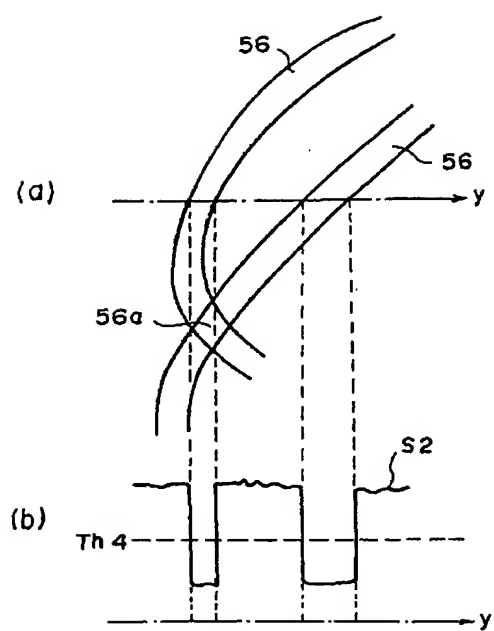
【第5図】



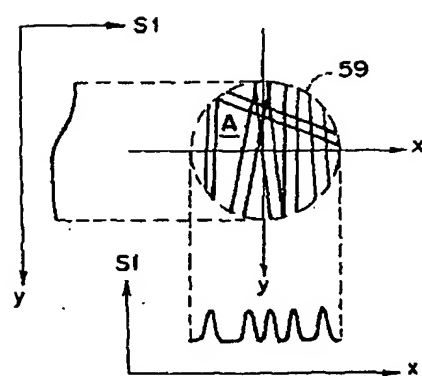
【第6図】



【第9図】



【第10B図】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.